



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA INFORMAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF INFORMATION TECHNOLOGY

ÚSTAV INTELIGENTNÍCH SYSTÉMŮ

DEPARTMENT OF INTELLIGENT SYSTEMS

**TERMOVIZNÍ SYSTÉM PRO MĚŘENÍ TĚLESNÉ
TEPLoty**

THERMAL IMAGING SYSTEM FOR MEASURING BODY TEMPERATURE

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. RÓBERT MYSZA

VEDOUcí PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. TOMÁŠ GOLDMANN,

BRNO 2021

Zadání diplomové práce



Student: **Mysza Róbert, Bc.**
Program: Informační technologie a umělá inteligence
Specializace: Bezpečnost informačních technologií
Název: **Termovizní systém pro měření tělesné teploty**
Thermal Imaging System for Measuring Body Temperature
Kategorie: Vestavěné systémy
Zadání:

1. Seznamte se s problematikou bezkontaktního měření tělesné teploty s využitím termokamer.
2. Nastudujte, na jakých principech fungují moderní termokamery a zjistěte, jaké aspekty ovlivňují přesnost snímání.
3. Navrhněte řešení pro měření tělesné teploty s využitím termokamery a černého tělesa.
4. Implementujte software pro zpracování radiometrických dat, který bude měřit tělesnou teplotu na základě termogramu obličeje.
5. Proveďte experimenty zaměřené na zhodnocení přesnosti měření vytvořeného systému. Pro referenční měření teploty využijte lékařský bezkontaktní teploměr.
6. Na základě provedených experimentů sepište metodické doporučení pro měření tělesné teploty.

Literatura:

- VOLLMER, Michael; MÖLLMANN, Klaus-Peter. *Infrared thermal imaging: fundamentals, research and applications*. John Wiley & Sons, 2017.
- Michalski, L.; Eckersdorf, K; Kucharski, J.; McGhee, J.: *Temperature Measurement*, Second Edition. John Wiley & Sons, 2001.
- Lin, J.W.; Lu, M.H; Lin, Y.H.: *A Thermal Camera based Continuous Body Temperature Measurement System*, National Taiwan University of Science and Technology, 2019
- Chien, Shih-Che, et al. *Pedestrian characterization in infrared thermography imaging*. In: *Advanced Robotics and Intelligent Systems (ARIS)*, 2016 International Conference on. IEEE, 2016

Při obhajobě semestrální části projektu je požadováno:

- Body 1 a 2.

Podrobné závazné pokyny pro vypracování práce viz <https://www.fit.vut.cz/study/theses/>

Vedoucí práce: **Goldmann Tomáš, Ing.**

Vedoucí ústavu: Hanáček Petr, doc. Dr. Ing.

Datum zadání: 1. listopadu 2020

Datum odevzdání: 19. května 2021

Datum schválení: 11. listopadu 2020

Abstrakt

Pandémia COVID-19 priniesla mimo iné zvýšenú potrebu merať teplotu ľudí. Táto práca sa zaoberá riešením merania teploty tváre človeka pomocou lacného termokamerového modulu FLIR Lepton 3.5 a skúma, či takéto riešenie môže byť reálne použité pri zachovaní dostatočnej presnosti merania. Na začiatku popisujem rôzne spôsoby merania teploty a vplyvy, ktoré môžu toto meranie ovplyvniť. Následne skúmam rôzne faktory ovplyvňujúce teplotu ľudského tela a jeho povrchu. Výsledkom práce je kompletný návrh a realizácia termografického systému na meranie teploty, ktorý som otestoval v rôznych podmienkach prostredia a porovnal jeho presnosť voči lekárskeму bezkontaktnému infračervenému teplomeru.

Abstract

The COVID-19 pandemic brought increased need for measuring human temperature. This thesis deals with solution of using low-cost thermal camera module FLIR Lepton 3.5 for measuring human forehead temperature and examines the real usability of this in terms of an accuracy. In the beginning, I describe various methods of measuring temperature and factors, which can influence the measurement. Subsequently, I examine various factors influencing human body and surface temperature. As of result of thesis is full design and implementation of thermal image system for temperature measurement, which I tested in different environmental conditions and compared its the precision against medical contactless infrared thermometer.

Kľúčové slová

termografia, termokamera, termálne snímky, Lepton, FLIR, ESP32, meranie teploty, teplota človeka, čierne teleso

Keywords

thermography, thermal camera, thermal images, Lepton, FLIR, ESP32, temperature measurement, human temperature, blackbody

Citácia

MYSZA, Róbert. *Termovizní systém pro měření tělesné teploty*. Brno, 2021. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta informačních technologií. Vedoucí práce Ing. Tomáš Goldmann,

Termovizní systém pro měření tělesné teploty

Prehlásenie

Prehlasujem, že som túto diplomovú prácu vypracoval samostatne pod vedením pana Ing. Tomáša Goldmanna. Uviedol som všetky literárne pramene a publikácie, z ktorých som čerpal.

.....
Róbert Mysza
19. mája 2021

Podakovanie

Veľmi rád by som sa chcel poďakovať za podporu vedúcemu práce Ing. Tomášovi Goldmanovi, ktorý mi dokázal spoločnými videohovormi pomôcť pri realizácii, taktiež veľká vďaka patrí rodine a všetkým, ktorí ma podporovali.

Obsah

1	Úvod	2
2	Meranie teploty	4
2.1	Meracie stupnice teploty	4
2.2	Spôsoby merania teploty ľudského tela	5
2.3	Teplota ľudského tela a vplyvy na jej zmenu	10
3	Princípy termokamier	14
3.1	Moderné termokamery	18
3.2	Meranie teploty s použitím termokamery	20
4	Návrh termovízneho systému	24
4.1	Termokamera FLIR Lepton 3.5	25
4.2	Korekcia rádiometrických dát	32
4.3	Návrh zariadenia s kamerami	34
4.4	Návrh čierneho telesa	36
5	Softvérové spracovanie	42
5.1	Získavanie snímok a vzdialenosti	43
5.2	Fungovanie čierneho telesa	45
5.3	Webový server a užívateľské rozhranie	46
6	Testovanie presnosti merania teploty	49
6.1	Testovacie prípady	49
6.2	Zistenia a zhodnotenie prípadov	51
6.3	Závislosť teploty od vzdialenosti	57
7	Záver	64
	Literatúra	66
A	Schéma a návrh PCB pre ESP32-WROVER	70
B	Schéma a návrh PCB zariadenia s kamerami	71
C	Schéma a návrh PCB čierneho telesa	73

Kapitola 1

Úvod

S príchodom pandémie spôsobenej koronavírusom šíriacim ochorenie COVID-19 sa v mnohých verejných priestoroch začali zavádzať prísne opatrenia na zamedzenie šírenia tohto vírusu. Do veľkej miery sa to prejavilo najmä v zvýšených hygienických štandardoch. Tieto opatrenia majú svoj nezanedbateľný efekt, no sú len preventívneho charakteru. Pomáhajú spomaliť šírenie vírusu, ale nepomáhajú nám odhaliť nakazených a potenciálne infekčných ľudí. Samozrejme, najlepším spôsobom, ako takýchto šíriteľov ochorenia odhaliť, je otestovať ich na prítomnosť vírusu pomocou špeciálneho testu. Problematickým je ale čakacia doba na zistenie výsledok testu a taktiež odber vzorky, hlavne ak sa ju chystáme odoberať väčšiemu počtu ľudí. Ak by sme takýmto spôsobom chceli kontrolovať ľudí pred vstupom, napr. do vnútorných priestorov, značne by sme týmto spomalili ich pohyb. Tí by museli kvôli horšej logistike odberu čakať v rade, čo znamená, že dochádza k nechcennému zoskupovaniu ľudí a vzniká potenciál na následné šírenie vírusu. V takýchto prípadoch sa naskytá možnosť na lepšie riešenie. Medzi príznakmi ochorenia COVID-19 sa uvádza medzi inými zvýšená teplota alebo horúčka [36], čo môžeme použiť ako signál toho, že daný jednotlivec je chorý. Použitie bezkontaktného infračerveného teplomera je na zistenie teploty dostatočne rýchle a je ním zachovaný komfort daného človeka. Na obsluhu merania ale potrebujeme vyhradenú osobu, ktorá to bude vykonávať. Alternatívou k tomuto je na meranie teploty použiť termokameru. Nevýhodou je ale cena, ktorú by sme mali za takýto systém zaplatiť. Preto som sa rozhodol, že sa pokúsim zostaviť vlastný termovízny systém na meranie teploty človeka, s čo najnižšou cenou. Výzvou v tomto bude naozaj zaručiť presnosť merania, pretože i odchýlka zopár °C môže znamenať v reálnom použití veľkú chybu. K zlepšeniu presnosti použijem čierne teleso na vyváženie chyby.

V mojom návrhu rátam s bezdrôtovým prepojením čierneho telesa a termokamery pomocou WiFi. Ku samotnej termokamere som ešte pridal digitálnu RGB kameru pre jednoduchšiu obsluhu užívateľom, ktorý sa uvidí v obraze, keďže na termograme nemusia byť vždy jasne viditeľné určité kontrasty. Samotnú teplotu okrem korekcie voči čiernemu telesu ešte navyše prepočítavam pomocou použitého ultrasonického snímača vzdialenosti. Pretože kvôli svojmu princípu fungovania sníma vzdialenosť len v určitom vybranom bode výsledného obrazu, nezaoberal som sa detekciou tváre v obraze. Obrazové a teplotné dáta sú posielané a vizualizované v užívateľskom webovom rozhraní, ktorého základom je webový server komunikujúci s kamerovým zariadením a čiernym telesom. Ten umožňuje konfigurovať nastavenia, ktoré môžu byť lokálneho charakteru, menené len na serveri, alebo môžu byť posielané priamo do zariadení. Takými nastaveniami sú emisivita termokamery alebo žiadaná hodnota čierneho telesa.

Na začiatku práce som sa venoval obecným princípom pri meraní teploty a spôsobom, akými vieme odmerať teplotu ľudského tela. Zároveň som skúmal rôzne faktory, ktoré môžu vplývať na zmenu teploty ľudského tela a jeho povrchu, akými môžu byť rôzne pozitívne lieky alebo nápoje, prípravky aplikovateľné na kožu alebo fyzická aktivita.

V ďalšej kapitole som sa venoval konkrétne termokamerám a pojmom, ktoré s nimi úzko súvisia, ako je absolútne čierne teleso alebo emisivita. Pozrel som sa na fungovanie moderných kamier a na ich najbežnejšie rozdelenie podľa ich snímača na kvantové a termálne detektory. Následne som skúmal rozličné faktory, ktoré môžu ovplyvniť merania teploty pomocou termokamery. Okrem faktorov jednotlivca sa jedná o prostredie, v ktorom meráme, a taktiež použité technické vybavenie a špecifikácie našej termokamery.

Nasledujúca kapitola už súvisela s mojim konkrétnym návrhom systému, kde som predstrel jeho detaily. Jej časť som venoval popisu mnou použitej termokamery FLIR Lepton 3.5, rôznych režimov, ktoré je na nej možné nastaviť a komunikačným rozhraniam na konfiguráciu a vyčítavanie snímok. Venoval som sa konkrétnym problémom, ktoré znepresňujú meranie mojej kamery, akými je napríklad FFC korekcia, počas ktorej sa periodicky zatvára uzávierka a vytvára to neželaný efekt skokových zmien hodnôt pri meraní. Následne som prešiel k popisu konkrétnych hardvérových riešení kamerového zariadenia a čierneho telesa. Pri čiernom telese som sa detailnejšie pozrel na javy okolo Peltierovho článku a s tým súvisiacu PID reguláciu na udržiavanie jeho teploty. Konkrétne som popísal použité komponenty v zariadeniach.

Ďalšou súvisiacou súčasťou je softvérové riešenie systému. Popísal som programové nástroje, ktoré som použil pri vývoji, ako aj konkrétne implementácie firmvéru pre mikrokontroléry zariadenia s kamerami a čierneho telesa. Následne som prešiel k implementácii servera na spracovanie a zobrazovanie rádiometrických dát, ako aj popisom hodnôt, ktoré sa z jeho webového užívateľského rozhrania dajú vyčítať. Nevynechal som konkrétne možnosti, ktoré je možné pomocou neho nastaviť.

Na záver som uskutočnil experimenty na zhodnotenie presnosti merania celého systému. Určil som si niekoľko testovacích prípadov, pri ktorých som menil teplotu a vlhkosť okolitého vzduchu a vzdialenosť meraného subjektu od kamery, pričom jeho teplotu som meral z jeho čela a porovnával voči teplote odmeranej medicínskym bezkontaktným infračerveným teplomerom. V rámci experimentov som tiež zisťoval, ako presne vie čierne teleso udržiavať svoju teplotu. Samostatné experimenty som venoval na zistenie závislosti medzi vzdialenosťou a meranou teplotou, pričom zistenú závislosť som následne implementoval do môjho systému a pomocou nej korigujem odmeranú teplotu.

Kapitola 2

Meranie teploty

Táto kapitola obsahuje základné vysvetlenie, čo je to teplota a popis základných stupníc na meranie teploty. Pozriem sa na to, ako fungujú prístroje na meranie teploty a uvediem základný prehľad rôznych druhov teplomerov, s ktorými sa môžeme stretnúť. Následne sa pozriem na rôzne faktory, ktoré vplyvajú na teplotu ľudskej pokožky a tela.

Teplotu by sme mohli v obecnom význame poňať ako vlastnosť predmetov a okolia, ktorú je človek schopný vnímať svojimi zmyslami a priradiť jej svoje pocity tepla alebo chladu, ktoré ale nemusia vždy zodpovedať reálnej teplote. Z technického hľadiska sa jedná o skalárnu stavovú fyzikálnu veličinu sústavy SI (medzinárodného systému jednotiek)¹ popisujúcu *priemernú* kinetickú energiu častíc. Slovíčkom *priemerná* je myslené, že sa na teplotu pozeráme z makroskopického hľadiska a na atomárnej úrovni o nej nemá zmysel hovoriť [27]. Čím vyššia teplota je, tým rýchlejšie sa častice v objekte alebo prostredí pohybujú a tým väčšiu kinetickú energiu majú. Je dôležité poznamenať, že termálna energia nie je to isté čo teplota, pretože termálna energia je celková energia telesa vzhľadom na pohyb jeho vnútorných častíc. Ak vyberieme z rozohriatej pece alobal a pekáč, oba budú mať viacmenej rovnakú teplotu, ale rukami budeme schopný chytiť len alobal, kvôli jeho menšej termálnej energii. Je to spôsobené jeho dobrou teplotnou vodivosťou, ale taktiež jeho nízkou hmotnosťou [35]. Podľa historickej definície je teplota určitá kvantita, ktorú majú dva systémy, ktoré sú navzájom v termálnom kontakte, po určitom čase rovnakú. Definícia je založená na idey termálnej rovnováhy, ktorú si vieme ľahko prezentovať na jednoduchom ortuťovom teplomery. Po určitom čase dosiahne ortuť vo vnútri teplomera rovnakú teplotu ako meraný objekt alebo kvapalina a tým vieme následne odčítať a určiť danú teplotu [26].

2.1 Meracie stupnice teploty

Na meranie teploty sa používajú rôzne meracie stupnice. Aby sme nejakú mohli stanoviť, potrebujeme určitý pevný alebo referenčný bod, ktorý značí teplotu, pri ktorej vždy nastáva daný fyzikálny jav. Od referenčného bodu potom môžeme stanovovať ďalšie hodnoty. Referenčnými bodmi môžu byť [14]:

- teplota topenia vody (bod mrazu) – teplota, počas ktorej sa ľad nachádza v ekvilíbriu s vodou za štandardného atmosférického tlaku (101,3 kPa), 0°C, −23°F,
- teplota varu vody – teplota, pri ktorej sa voda nachádza v ekvilíbriu s vodnou parou, 100°C, 212°F,

¹https://en.wikipedia.org/wiki/International_System_of_Units

- trojný bod vody – teplota, pri ktorej sú voda, vodná para a ľad v ekvilibriu, je to 0.01°C a vyskytuje sa len v tlaku 611 Pa.

Fahrenheitova stupnica bola navrhnutá nemeckým fyzikom Danielom Gabrielom Fahrenheitom v roku 1724. Nezakladá sa na žiadnej logike a musela byť pozmenená niekoľko krát. Fahrenheit definoval teplotu ľadu, soli a chloridu amónneho ako 0°F , bod mrazu ako 32°F a teplotu varu vody ako 212°F . Tým rozdelil hodnoty medzi bodom mrazu a teplotou varu medzi 180 dielov alebo stupňov. Jeho stupnica bola širokou verejnosťou prijatá, pretože bola používaná v jeho presných a komerčne úspešných ortuťových teplomeroch [14].

Celsiova stupnica bola vymyslená švédskym astronómom Andersom Celsiusom krátko po Fahrenheitovej smrti v roku 1736. Celsius rozdelil body medzi bodom mrazu a teplotou varu na 100 stupňov. V originále bola teplota varu reprezentovaná 0°C a bod mrazu 100°C , po jeho smrti ale bola táto konvencia prehodená jedným z jeho študentov. Oficiálne bola táto stupnica uznaná na Generálnej konferencii pre miery a váhy v roku 1948 [31].

Kelvinovú stupnicu, taktiež známu ako absolútnu alebo termodynamickú stupnicu, navrhol írsky fyzik William Thomson, známy pod šľachtickým menom Lord Kelvin. Jeho stupnica používa absolútnu nulu (0 K) a trojný bod vody (273,16 K). Absolútna nula je definovaná ako teoretická teplota, pri ktorej molekuly v určitej látke nemajú žiadnu kinetickú energiu. Túto teplotu je nemožné dosiahnuť a preto nikdy nebola priamo odmeraná. Stupnica má tie isté intervaly ako Celsius, teda $1^{\circ}\text{C} = 1\text{K}$ [14].

International Temperature Scale of 1990 (ITS-90) je momentálne štandard používaný na meranie teploty a kalibrovanie moderných teplomerov. Jeho rozsah je od 0,65 K až po najvyššie možnú zmerateľnú teplotu monochromatickým pyrometrom. Používa niekoľko referenčných bodov definovaných pri tlaku 101,325 Pa, vrátane trojného bodu vody, neónu, kyslíku, argónu, ortute a teplotu topenia cínu, zinku, hliníku, striebra, zlata a medi [23].

Porovnanie hodnôt v týchto stupniciach môžeme vidieť v tabuľke 2.1.

	Fahrenheit ($^{\circ}\text{F}$)	Celsius ($^{\circ}\text{C}$)	Kelvin (K)
Teplota varu vody	212	100	373,15
Teplota ľudského tela	98,2	36,8	310
Priemerná izbová teplota	68	20	293
Trojný bod vody	32,018	0,01	273,16
Teplota topenia vody	32	0	273,15
Absolútna nula	-459,7	-273,15	0

Tabuľka 2.1: Porovnanie rôznych teplotných stupníc [14].

2.2 Spôsoby merania teploty ľudského tela

Termometer (teplomer) je zariadenie na meranie teploty látky alebo nejakého telesa. Všetky teplomery sa spoliehajú na tzv. termometrickú vlastnosť. Jedná sa o určitú fyzikálnu vlastnosť, ktorá sa mení predpovedateľným spôsobom vzhľadom na teplotu. Príkladom termometrických vlastností môžu byť tlak plynu, objem kvapaliny, farba, elektrický odpor alebo elektrické napätie. Ideálne sa jedná o lineárnu závislosť (dĺžka stĺpca v ortuťovom teplomery), hoci bežná je aj nelineárna charakteristika, ktorú má napríklad termistor. Jedná sa o polovodič, ktorý mení svoj elektrický odpor vzhľadom na teplotu [8].

Podľa mechanizmu fungovania sa môže jednať o termometre neelektrické a elektrického typu.

Teplomery fungujúce na neelektrickom princípe

Meranie teploty a teplomery, ktoré fungujú na neelektrickom princípe, môžeme rozdeliť na tieto skupiny [14]:

- dotyk,
- kvapalinové (s využitím teplotnej rozťažnosti ortuti a alkoholu),
- plynné,
- bimetalové,
- tekuté kryštálové,
- infračervené.

Dotyk má tú výhodu, že nepotrebujeme žiadny prístroj, ale je extrémne nepresný a neposkytuje kvantitatívne meranie – teplotu nevieme vyjadriť exaktne číselne.

Kvapalinové teplomery

Teplomery s tepelne rozťažiteľnou kvapalinou obsahujú zapečatenú sklenenú kapilárnu trubicu s guľatou nádržkou na jednej strane, naplnenou tekutinou (ortuť alebo alkohol), ktorá podlieha lineárnej expanzii v určitom teplotnom rozsahu. So zahriatím sa kvapalina rozťahuje a zväčšuje svoj objem naprieč skalibrovanej škále, z ktorej môžeme teplotu vyčítať. Tieto teplomery môžeme použiť na odmeranie teploty ľudského tela, zvyčajne z úst, z podpazušia alebo z rektálnej oblasti. Medicínske ortuťové teplomery majú zvyčajne rozsah od 35°C do 42°C. Ich výhodou je jednoduchosť použitia, ich cena a presnosť v rozsahu teploty tela. Nevýhodou je riziko rozbitia trubice a spôsobenia otravy ortuťou, dlhý reakčný čas tekutiny pri zmene teploty, ale i limitovaný rozsah kvôli teplote varu a teplote tuhnutia alkoholu a ortute, ktorý ale môže byť dodatočne vylepšiteľný pridaním napr. toulénu [14].

Plynné teplomery

Plynné termometre pracujú na 2 termodynamických princípoch:

- Charlesov zákon – pri konštantnom tlaku je objem plynu priamo úmerný jeho absolútnej teplote,
- Gay-Lussacov zákon – pri konštantnom objeme je tlak plynu priamo úmerný jeho absolútnej teplote.

Za pomocou týchto zákonov môžeme odvodiť teplotu podľa zmeny jeho objemu za fixného tlaku, na čo môžeme použiť vodíkový termometer, ktorý obsahuje vodíkový plyn so známym činiteľom teplotnej rozťažnosti. Druhým spôsobom je použiť Bourdonov termometer, pomocou ktorého odmeráme teplotu podľa zmeny tlaku plynu za jeho fixného objemu. Hlavnou časťou je Bourdonova trubica, eliptického prierezu stočená do kruhového oblúku, ktorej jeden koniec je spojený so vstupom tlaku a druhý s ukazateľom na stupnici. Pôsobením tlaku sa trubica narovnáva, čím posúva ukazateľ, a eliptický prierez mení na kruhový. Výhodou plynových termometrov je ich citlivosť a veľká teplotná škála merania, nevýhodou ich veľkosť a pomalý reakčný čas [14].

Bimetalové teploměry

Bimetalové termometry obsahujú bimetalový pásik, ktorý pozostáva z 2 rôznych kovov s rôznymi činiteľmi teplotnej rozťažnosti. Rôzna rozťažnosť kovov pri zmene teploty spôsobuje ohnutie pásika, ktorý je v tvare špirály, a následné vychýlenie ručičky termometra. Zvýšením teploty sa špirála roztvára. Bežné použitie je napr. ako izbový termometer alebo pri varení, na zistenie teploty vo vnútri mäsa (obrázok 2.1). Jeho výhodou je cena, nevýhodou nepresnosť, ktorá sa môže zvyšovať a bude postupne vyžadovať recalibráciu [14].



Obr. 2.1: Bimetalový teplomer.²

Teploměry s tekutým kryštálom

Ďalšou kategóriou sú teploměry s tekutým kryštálom, ktorý môže prúdiť ako voda, ale zároveň má pravidelné kryštalické usporiadanie molekúl ako pevná látka. Na meranie teploty je využívaná jeho optická vlastnosť, kedy sa zvýšením teploty zväčšujú medzery medzi vrstvami v kryštalickej mriežke a tým sa mení vlnová dĺžka odrazeného svetla z kryštálov. To je viditeľné ako zmena farby. Tento teplomer typicky obsahuje plastový pásik s rôznymi tekutými kryštálmi, ktorý každý reaguje na zmenu farby pri inej teplote, v rozsahu 35°C až 40°C. Pásik je priložený na čelo pacienta, ku intravenózne tekutine alebo do vane a teplota je odčítaná podľa zmeny farby (obrázok 2.2). Jedná sa o veľmi lacné a jednoduché riešenie, no s rozlíšením len okolo 1°C [14].



Obr. 2.2: Teploměry s tekutým kryštálom v praxi.³

²<https://blog.wika.us/products/pressure-products/overview-temperature-measurement-bimetal-thermometers>

Infračervené teplomery

Všetky objekty emitujú infračervené žiarenie s vlnovou dĺžkou a amplitúdou závislou na teplote objektu. Infračervené teplomery toto žiarenie vedia zachytiť. Pyroelektrické kryštály sa pri vystavení infračerveného žiarenia dočasne polarizujú a tým generujú rozdielom potenciálu napätie úmerné teplote objektu. Najznámejším je bezkontaktný infračervený teplomer na meranie teploty čela, no presnejšou variantou je tympanický (ušný) teplomer (obrázok 2.3). Obsahuje šošovky, ktoré koncentrujú žiarenie do senzoru obsahujúceho keramické kryštály s pyroelektrickými vlastnosťami. Teplomater sa vloží do ucha pacienta ku ušnému bubienku. Ušný bubienok poskytuje veľmi presný odhad teploty z vnútra tela, pretože má rovnaké zásobovanie krvou ako hypotalamus (časť mozgu). Pri nesprávnom vložení teplomeru, nie priamo k ušnému bubienku, alebo kvôli veľkému množstvu ušného mazu, môže byť meranie znepresnené. Inak sa jedná o veľmi presnú techniku s rýchlym reakčným časom [14].



Obr. 2.3: Tympanický (ušný) teplomer.⁴

Teplomery fungujúce na elektrickom princípe

Teplomery fungujúce na elektrickom princípe sú týchto typov:

- odporové,
- termistory,
- termočlánky.

³<https://news.thomasnet.com/fullstory/new-liquid-crystal-forehead-thermometer-for-fever-testing-40036407>

⁴https://www.schoolnursesupplyinc.com/Genius-3-Infrared-Tympanic-Electronic-Thermometer_p_9578.html

Odporové teploměry

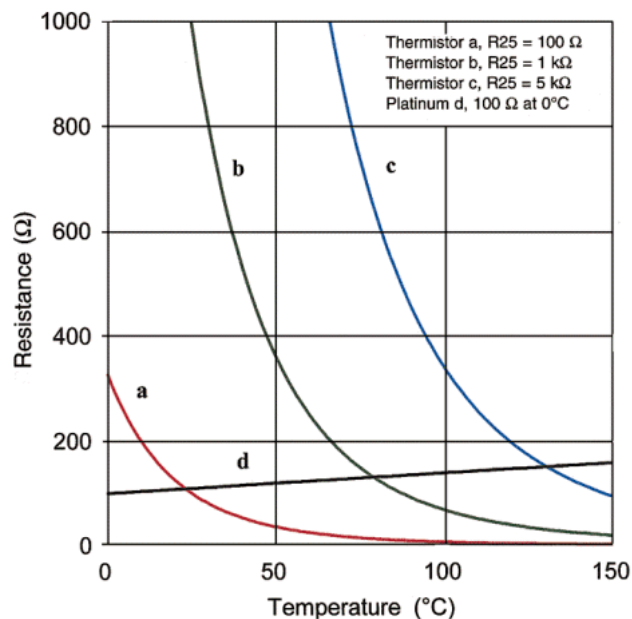
Zahriatím kovu dochádza k zvýšeniu frekvencie a amplitúde vibrácií v jeho mriežkovej štruktúre, čo zvyšuje elektrický odpor a zabraňuje toku elektrónov. V odporovom teploměry (angl. resistance temperature detector – RTD) je udržiavané fixné napätie a zmenou odporu je meraný prúd. K tomu stačí jednoducho aplikovať Ohmov zákon $U = I * R$, podľa ktorého zistíme aktuálny odpor kovu a prepočítame na teplotu. Vhodnou voľbou je použitie platiny ako kovu, ktorý je inertný (veľmi ťažko chemicky reaguje s inými látkami) a jeho elektrický odpor sa lineárne mení vzhľadom na teplotu (obrázok 2.4) v dostatočne veľkom rozsahu (-258°C až 626°C). Iné materiály, ako meď alebo nikel, môžu byť použiteľné pre iné teplotné rozsahy. Na meranie zmeny odporu s veľkou presnosťou sa bežne používa Wheatstonov mostík. Celkovo výhodou odporových teplomerov je ich veľký rozsah a schopnosť merať nízke teploty (10^{-3}K). Problémom môže časom predstavovať korózia použitého kovu [14].

Termistory

Termistor je teplotlivý rezistor vyrobený z polovodiča rôznych zlúčenín oxidu a iného kovu (mangán, kobalt, nikel, meď, železo alebo titán). Odpor sa typicky zvyšuje exponenciálne s klesajúcou teplotou, čo značí, že tieto zlúčeniny majú negatívny teplotný koeficient odporu. Existujú ale aj termistory s pozitívnym teplotným koeficientom. Na zvýšenie presnosti merania odporu sa taktiež používa Wheatstonov mostík. Výhodou termistorov je, že sú veľmi malé a môžu byť umiestnené napr. na koniec katétra vedúceho do srdca alebo na špičku nasogastrickej teplotnej sondy, ktorá cez hadičku vedie nosom až do žalúdka pacienta a slúži k podávaniu liečiv alebo stravy alebo naopak k odvádzaniu žalúdočného obsahu pacienta. Následne môžu byť sterilizované a znova použiteľné. Majú rýchly reakčný čas, vysokú citlivosť a presnosť, no nelineárnu charakteristiku zmeny odporu, čo znamená, že potrebujeme poznať ich kalibračnú krivku (obrázok 2.4) [14].

Termočlánky

Termočlánok používa 2 rôzne kovy, ktoré sú spolu prepojené tak, že na jednom z ich spojov (referenčný spoj) je známa teplota a na druhom (merací spoj) je teplota meraná. Medzi spojmi vzniká potenciálový rozdiel a tým je generované malé elektrické napätie, ktoré závisí od teploty. Tento prevod tepla na elektrické napätie sa nazýva Seebeckov jav, alebo aj termoelektrický jav. Typicky používané kovy sú železo a konštantán (zliatina medi a niklu), ale môžu byť použité aj iné, napr. volfrám a rénium. Meraná teplota môže byť až v rozmedzí (-200°C až 2000°C), no problém je, že týmto spôsobom meráme rozdiel teploty medzi referenčným a meracím spojom. Tabuľky pre prevod napätia na teplotu sú stavané voči referenčnej teplote 0°C . Moderné termočlánky obsahujú kompenzátor studeného spoja (cold junction compensator), ktorý používa termistor na kompenzovanie výstupu voči ľubovoľnej teplote referenčného spoja. Výhodou termočlánkov je ich rýchly reakčný čas a ich malá veľkosť a lacná výroba. Majú ale nižšiu presnosť, nevhodnú napr. pri klinickom použití a taktiež ich výstupný signál je veľmi slabý a je potreba ho zosilniť. Sú používané v potravinovom priemysle a pri monitorovaní autokláv (hrubá kovová nádoba pre prácu vo vysokých teplotách a tlakoch) [14].



Obr. 2.4: Porovnanie citlivosti zmeny odporu pri zmene teploty v termistoroch s rôznym odporom a odporovom teplomere s platinou [17].

2.3 Teplota ľudského tela a vplyvy na jej zmenu

Za normálnu teplotu ľudského tela je považovaných 37°C. Na jej zmenu a rôzne kolísanie má vplyv široká škála faktorov [10]. Tie môžu byť vnútorné (intrinsické) a vonkajšie (extrinsické). Podľa teploty ľudského tela môžeme urobiť jej klasifikáciu, s následkami, ktoré prináša (tabuľka 2.2).

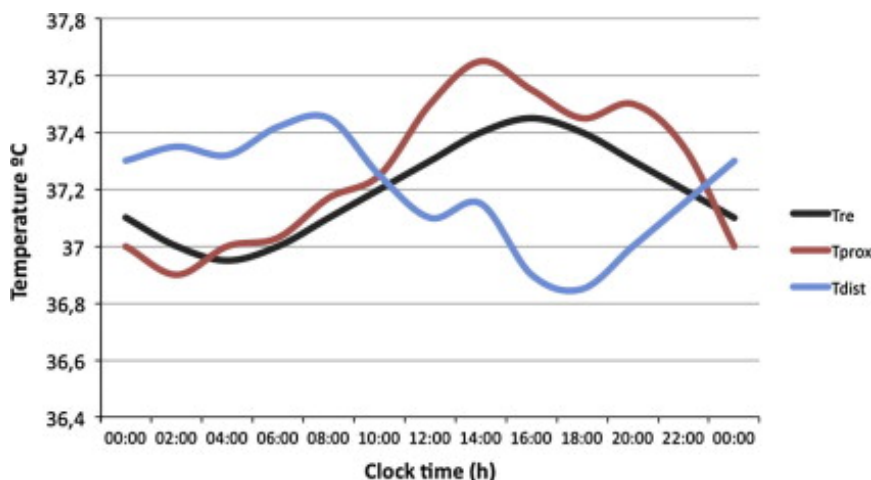
Teplota	Stav	Následky
> 44°C	smrť	denaturácia bielkovín
40 – 44°C	hyperpyrexia	porucha termoregulácie, úžeh, záchvaty
37,8 – 40°C	hypertermia	chrípka, horúčka
36 – 37,8°C	normálna teplota	normálne fungovanie organizmu
33 – 36°C	hypotermia	mierne podchladenie
30 – 33°C	hypotermia	podchladenie, redukcia metabolizmu, hypoventilácia, zoslabené vedomie
27 – 30°C	hypotermia	hlboké podchladenie, porucha termoregulácie, fibrilácia srdcových komôr
20 – 27°C	zjavná smrť	strata pohyblivosti zreníc, extrémna bradykardia
< 20°C	smrť	asystólia

Tabuľka 2.2: Klasifikácia teploty ľudského tela a jej následky [6].

Vnútorné (intrinsické) faktory

Faktory spojené s rôznou teplotou ľudského tela sú spojené najmä s biologickými a anatomickými črtami jednotlivca. Pri ženách bola zaznamenaná vyššia tympanická (ušná) teplota

a tiež vyššia teplota hornej časti tela. Dôvod za tým nebol presne zistený, predpokladá sa vplyv menštruačného cyklu. Vplyv môže mať aj množstvo podkožného tuku, ktorého majú ženy v priemere viac oproti mužom. So zvyšujúcim sa množstvom tuku klesá teplota pokožky, tuk funguje ako tepelný izolant. S množstvom tuku je tiež spojená hmotnosť človeka a hlavne index telesnej hmotnosti (BMI). Obecné platí, že strata tepla by mala byť úmerná ploche pokožky, cez ktorú môže unikať. Teoreticky by mali mať nižší ľudia výhodu pri udržaní tepla, no žiadna štúdia toto nepotvrdila. U mužov bola zistená vyššia teplota tváre, za ktorou je pravdepodobne lepšia cirkulácia krvi a rýchlejší mužský metabolizmus. S narastajúcim vekom sa metabolizmus obecné spomaľuje a preto sa aj postupne znižuje teplota tela. Rozdiel v teplote 23 ročného a 60 ročného človeka môže byť až 1°C . Vplyvom cirkadiánneho rytmu (biologický rytmus s dennou periódou) sa mení teplota tela počas dňa, ktorej vrchol sa odhaduje okolo 18. hodiny večer, no môže sa mierne líšiť od toho, na ktorej časti tela ju meráme (obrázok 2.5). Veľmi dôležitým faktorom je emisivita kože, ktorá sa udáva medzi 0,97 až 0,99, štandardnou hodnotou je preto 0,98. Farba pokožky má na jej hodnotu minimálny vplyv. Ďalším faktorom môžu byť rôzne choroby, napr. zápalové ochorenia majú tendenciu teplotu zvyšovať, kdežto degeneratívne ochorenia zase znižovať. S tým je spojený aj vplyv metabolizmu, pomocou ktorého vieme meraním teploty zisťovať niektoré choroby, ako napr. rakovinu prsníka alebo dokonca cukrovku. Spomalený metabolizmus a tým pádom znížená teplota kože je spojená s poruchami príjmu potravy, ako je anorexia a bulímia. Nemusí sa jednať len o choroby, ale i o genetické vlastnosti dané adaptáciou na rozličné klimatické zóny. Posledným zaujímavým faktorom sú emócie človeka, napr. vzrušenie, strach alebo stres. Teplotný rozdiel pri nich je možné vidieť najmä v tvárovej oblasti [12].



Obr. 2.5: Zmena teploty tela vplyvom cirkadiánneho rytmu; Tre – rektálna teplota, Tdist – teplota rúk a nôh, Tprox – teplota čela, brucha a stehien [12].

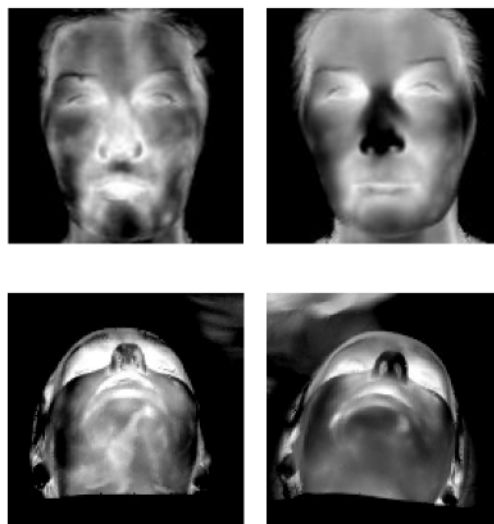
Vonkajšie (extrinsické) faktory

Vonkajšie faktory sú tie, ktoré dokážu ovplyvniť teplotu na určité časové obdobie. Rozdeľujú sa na tie, ktoré:

- môžeme skonzumovať,
- môžeme aplikovať na pokožku,

- sú spojené s liečebnou terapiou,
- zahŕňajú fyzickú aktivitu.

Pri konzumácii sa jedná o lieky, nápoje alebo iné produkty, ktoré môžu dočasne ovplyvniť teplotu. Čo sa týka liekov, neexistuje žiaden jednotný zoznam liečiv, ktoré môžu ovplyvniť teplotu. Na základe štúdií boli takto zistené lieky rozdelené do niekoľkých skupín. Nesteroidné protizápalové lieky môžu teplotu ovplyvniť za jeden týždeň, kdežto paracetamol má takýto efekt už v malých dávkach. Zmena bola spozorovaná najmä v kĺbovej oblasti. Hormonálne lieky priamo ovplyvňujú metabolizmus a tým termoreguláciu. Tento efekt bol popísaný pri injekčnom podaní histamínu, no najväčší vplyv má antikoncepcia, ktorá dokáže zdvihnúť teplotu o $0,6^{\circ}\text{C}$. Pri profylaktických liekoch na migrénu ako je metysergid malát sa uvádza zníženie teploty kože až o 10°C , keďže má priamy vplyv na hypotalamus, časť mozgu, ktorá sa stará o termoregulačný systém. Zvýšenie teploty bolo zistené tiež pri podaní aspirínu. Príjem alkoholu je spojený s vazodilatáciou, teda rozťahnutím ciev a zväčšením prítoku krvi, ktorý vedie k zvýšeniu teploty kože, hlavne na tvári a rukách, kde maximum nastal po 15 minútach o 1°C . Najväčší efekt bol spozorovaný u ľudí, ktorí nie sú zvyknutí piť alkohol. Látka, ktorá bola v tejto oblasti veľmi dobre preskúmaná, je nikotín. Fajčenie tabaku má oproti užitiu alkoholu vazokonstrikčný efekt, cievky v tele sa stiahnu a tým dôjde k zníženiu teploty. Maximum bol dosiahnutý po 15 až 30 minútach od fajčenia, kedy došlo k zníženiu o $0,5^{\circ}\text{C}$ až 3°C . Medzi ďalšími preskúmanými stimulantmi je kofeín prítomný v káve, čaji a limonádach, ktorý dočasne zvyšuje teplotu, s vrcholom po 15 minútach o $1,7^{\circ}\text{C}$. Príjem potravy preukázateľne zvyšuje teplotu tela ihneď po dojedení, no nebolo presne dokázané, či aj teplotu kože. Niektoré štúdie ukázali, že k zvýšeniu teploty kože dochádza a jej maximum je medzi 60 a 90 minútami po jedle. Príjem tekutín vplyv na teplotu nemá, no jedna štúdia našla súvislosť po vypití sýtených nápojov s obsahom CO_2 so znížením teploty na rukách, kolenách a tvári o $0,89^{\circ}\text{C}$ [12].



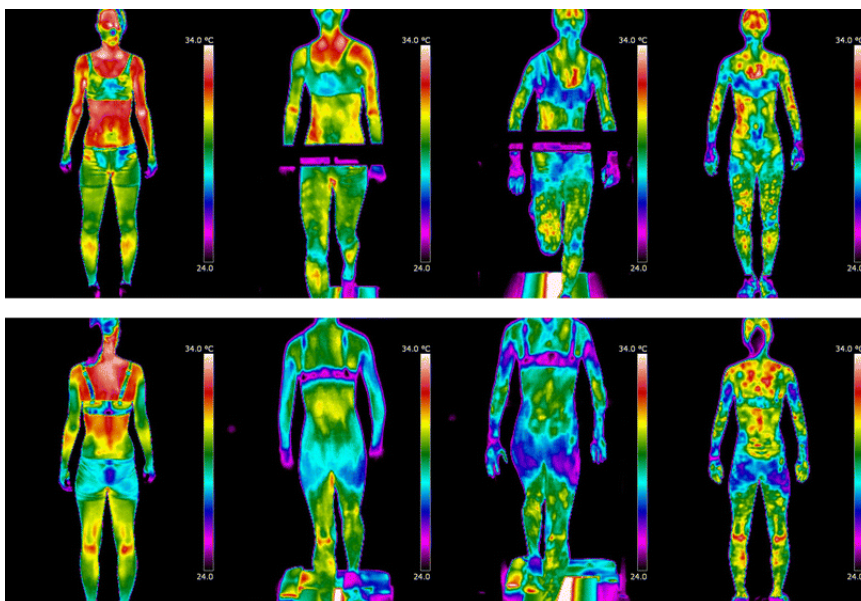
Obr. 2.6: Zmena teploty tváre použitím tvárovej kozmetiky; vľavo – pred aplikovaním, vpravo – po aplikovaní [37].

Druhou skupinou sú faktory, ktoré sú aplikované na pokožku a môžu zmeniť jej emisivitu alebo prekrvenosť. Jedná sa o rôznu kozmetiku, maste, topické lieky alebo žiarenie. Medzi

kozmetiku zaradujeme makeup, deodoranty a antiperspiranty, pod masťami sú myslené rôzne krémy, oleje a pleťové vody. Príklad použitia tvárovej kozmetiky je na obrázku 2.6. Tieto všetky produkty maskujú pravú hodnotu emisivity kože a preto je nameraná teplota nižšia. Topické lieky, ako napr. analgetiká, vazodilatanciá alebo chladivé gély, môžu mať na teplotu väčší vplyv ako obyčajné masťe. Preukázateľné ochladenie kože spôsobuje známy liek Voltaren®. Najväčší vplyv pri ochladení kože bol dokázaný u opalovacích krémov. Svoj vplyv na teplotu pokožky má aj voda a odporúča sa hodinu až dve pred meraním nespriehovať sa. Nejedná sa o jej chladivý efekt, ale o jej emisivitu. Slnečné žiarenie je ďalším faktorom a zmeny boli pozorované priamo po opaľovaní alebo pobyte na priamom slnku, ktorému sa ale môže byť ťažké vyhnúť [12].

Samostatnou kapitolou na ovplyvnenie teploty pokožky sú rôzne terapie. Na zníženie teploty môže mať vplyv elektroterapia, kryoterapia, hydroterapia studenou sprchou alebo akupunktúra, naopak na zvýšení teploty sa podieľa terapia teplom (UV lampy, infralampy, vyhrievacie zábaly alebo obklady), hydroterapia teplým kúpeľom alebo masáže.

Ďalšou skupinou, ktorá je jednou z najsilnejších vplyvov na teplotu pokožky, je fyzická aktivita. Aktivita svalov je jedným z hlavných zdrojov tepla ľudského tela. Štúdie potvrdili, že dochádza k zvýšeniu teploty po dlhých aeróbných cvičeniach, zatiaľ čo krátke intenzívne tréningy teplotu znížia. To je spojené s vylučovaním potu a ochladzovaním tela. Dá sa povedať, že každý šport má svoj vlastný teplotný vzor, ktorý je možné vidieť na tele športovca. Pred meraním teploty sa odporúča vyvarovať sa akejkoľvek fyzickej aktivite alebo cvičeniu [12]. Ukážka zmeny teploty tela pri behu je na obrázku 2.7.



Obr. 2.7: Termosnímky tela ženy spredu a zozadu počas fyzickej aktivity; zľava doprava: pred behom, počas behu, tesne pred koncom behu, po behu [33].

Kapitola 3

Princípy termokamier

Táto kapitola obsahuje základné vysvetlenie, čo je to termokamera a s tým súvisiace pojmy, ako je absolútne čierne teleso alebo emisivita. Pri emisivite sa pozriem, aké faktory ju môžu ovplyvniť. Následne sa pozriem konkrétne na meranie teploty pomocou termokamery a na všetky faktory, ktoré majú na meranie vplyv.

Termokamerami sa snažíme o zachytenie teplotných rozdielov medzi prostredím a objektmi, ktoré chceme zachytiť, rozoznať alebo odmerať ich teplotu. Využívajú k tomu bezkontaktné techniky zachytenia, spracovania, analýzy a zobrazenia tepelného žiarenia, ktorými sa zaoberá termografia. Ako výsledok dostávame infračervený snímok nazývaný termogram, ktorý predstavuje teplotnú mapu zosnímaného prostredia. Využitie termografie je rôznorodé, používa sa jak pri výskume a vývoji, tak aj v rôznych odvetviach priemyslu, napríklad pri defektoskopii (nedeštruktívne testovanie výrobkov), monitorovaní podmienok, prediktívnej údržbe, znižovaní nákladov na energie v budovách, detekcii rôznych druhov plynov a podobne [38][20].

Teplotný rozdiel vieme termokamerou zachytiť len vtedy, ak dochádza v prostredí k výmene tepla a jeho prenosu na chladnejšie telesá. Bez tejto výmeny nie sme schopný zachytiť v obraze žiaden kontrast. K samotnému prenosu tepla môže dochádzať 4 základnými spôsobmi [5]:

- **vedenie tepla** (kondukcia) – v tuhej látke alebo ustálenej kvapaline,
- **šírenie tepla** (konvekcia) – v kvapalinách alebo plynoch vplyvom ich pohybu,
- **fázová premena** (fázový prechod) – pri prechode z kvapaliny na plyn alebo tuhú látku,
- **žiarenie tepla** (radiácia, alebo inak aj sálanie) – bez fyzického kontaktu pomocou elektromagnetického žiarenia.

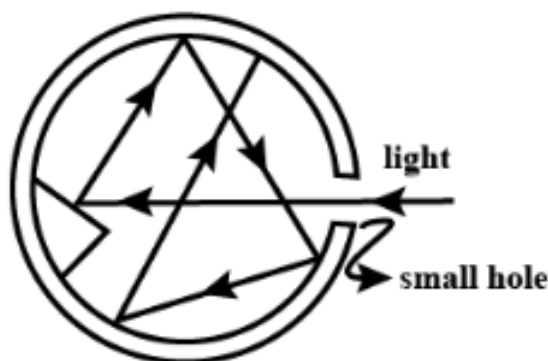
Termografia sa zaoberá posledným spomenutým typom. Spomenuté *tepelné žiarenie* je elektromagnetické žiarenie vyžarované objektmi s teplotou väčšou ako absolútna nula (-273.15 °C). Spektrum tohto žiarenia je teoreticky popísané pomocou žiarenia absolútne čierneho telesa v stave tepelnej rovnováhy, kedy neprebíha žiadna výmena tepla [20].

Absolútne čierne teleso

Absolútne čierne teleso je idealizovaný objekt, ktorý má povrch s týmito vlastnosťami [18]:

1. je ideálny žiarič (emitor) energie – pri danej teplote a vlnovej dĺžke, žiaden povrch nedokáže vyžarovať viacej energie ako absolútne čierne teleso,
2. je ideálny pohlcovač (absorbér) energie – pohlcuje všetko žiarenie všetkých vlnových dĺžok a zo všetkých smerov, ktoré naňho dopadá,
3. je izotropický žiarič – žiarenie vyžiarené absolútnym čiernym telesom závisí len na teplote a vlnovej dĺžke, ale nezávisí na smere, do ktorého je vyžarované.

Všetky komerčne vyrábané termokamery musia byť kalibrované, aby boli schopné správne odmerať teplotu. Na kalibráciu sa používajú zariadenia, ktoré sa vlastnosťami najviac podobajú absolútne čiernym telesám. Na to je potrebné dosiahnutie vysokej emisivity, ktoré sa zakladá na aplikovaní Kirchhoffovho zákona. Kirchhoffov zákon pre absolútne čierne teleso hovorí, že čím viac energie teleso pohltí, tým viac energie vyžiari. V jeho prípade sa hodnota emisivity rovná hodnote absorpcii. Na dosiahnutie vysokej absorpcie sa používajú malé nepriehľadné dutiny, ktorých steny sú udržiavané pri konštantnej teplote. Žiarenie prenikne cez dutinu dovnútra a začne sa odrážať o steny vo vnútri dutiny. Pri každej interakcii so stenami dochádza k absorpcii a pohlteniu jeho energie. Povrch stien dutiny zvyčajne nie je leštený a teda je matný, čo znamená, že žiarenie nie je odrazené podľa zákona odrazu, ale je od povrchu náhodne rozptýlené. Ak je otvor dutiny dostatočne malý v porovnaní s povrchom jej vnútra, žiarenie stratí dostatočne veľa energie predtým, než znova opustí dutinu jej otvorom preč. To isté sa deje so žiarením, ktoré je vyžarované povrchom dutiny. Takisto mnohokrát interaguje s vnútornými stenami, pokým dutinu opustí. To je dôvod, prečo sú takéto dutiny taktiež považované za ideálne žiariče tepelného žiarenia. Dutiny sú zvyčajne guľového, cylindrického alebo kónického (kuželovitého) tvaru. Absolútne čierne teleso je názorne zobrazené na obrázku 3.1. Základným parametrom pre výrobu absolútne čierneho telesa je teda čo najmenší vstupný otvor a použitie materiálov s vysokou emisivitou [38]. Príklad reálne komerčne používaného čierneho telesa je na obrázku 3.2.



Obr. 3.1: Schématické znázornenie absolútne čierneho telesa.

¹<https://www.directindustry.com/prod/optiris/product-27292-528871.html>



Obr. 3.2: Komerčne dostupné čierne teleso na kalibráciu termokamier.¹

Emisivita

Reálne žiarenie ľubovoľného objektu môže byť vyjadrené pomocou emisivity. Je to bezrozmerná veličina vyjadrujúca pomer aktuálne emitovaného tepelného žiarenia ku tepelnému žiareniu emitovanému z absolútne čierneho telesa pri danej teplote. Je značená symbolom ϵ . Pri reálnych objektoch sa jej hodnota pohybuje v rozmedzí 0 až 1, keďže tie vždy vyžarujú menšie množstvo energie ako absolútne čierne teleso. Pri použití termokamier v medicíne sa najčastejšie používa emisivita ľudskej pokožky, ktorá je $\epsilon = 0,98$. Podľa emisivity vieme rozdeliť telesá na čierne, na sivé telesá s konštantnou emisivitou naprieč všetkým vlnovým dĺžkam, a na tzv. selektívne žiariče, ktorých emisivita závisí na vlnovej dĺžke [38]. Emisivita závisí na týchto parametroch:

- materiál,
- štruktúra povrchu (drsná / leštená),
- geometria povrchu (drážky, dutiny, atď.),
- pozorovací uhol,
- vlnová dĺžka (krátko/stredne/dlhovlnné žiarenie),
- teplota (fázové prechody, atď).

Hlavným parametrom je typ materiálu. Zjednodušene ho môžeme rozdeliť na kovy a nekovy, pretože nekovové materiály, ktoré sú často potrebné pre použitie termografie, ako napr. ľudská koža, papier, maľby, kamene, sklo, atď., sú sivými telesami a majú vysokú emisivitu nad 0,8. Na druhej strane kovy majú emisivitu veľmi nízku, väčšinou pod 0,2 [38].

Pri každom materiály sa môže emisivita veľmi líšiť vzhľadom na štruktúru povrchu. Napríklad pri kove s vylešteným povrchom je emisivita pod 0,02, zatiaľ čo pri tých s drsným povrchom vieme dosiahnuť emisivitu až 0,8. Najvyššie hodnoty emivity kovov sa dosahujú časom pri ich postupnej oxidácii alebo korózii.

Geometria povrchu súvisí so štruktúrou, no v tomto prípade sa jedná skôr o presne ohraničené a pravidelné útvary, ako napr. drážky alebo dutiny. Kvôli odrazivosti z ich hrán

bude žiarenie merané v ich vnútri vyššie ako zo zvyšku povrchu, na ktorom sa nachádzajú [38].

Absolútne čierne teleso je izotropický žiarič, takže do všetkých smerov vyžaruje rovnaké množstvo žiarenia. Pri reálnych objektoch toto neplatí a pri ich pozorovaní rovnobežne s normálou ich povrchu (pozorovací uhol $\delta = 0^\circ$) vyžiaria najviac žiarenia oproti pozorovaniu z iných uhlov. Od uhla 0° až po 45° je emisivita veľmi podobná, pri vyšších uhloch závisí od druhu materiálu, ako sa bude emisivita správať. Pri nevodičoch je charakteristický jej pokles, zatiaľ čo pri kovoch sa najprv emisivita pri vyšších uhloch zvýši a potom prudko spadne.

Ďalším parametrom je optická vlastnosť materiálov vzhľadom na vlnovú dĺžku žiarenia. Príkladom je reflektivita (odrazivosť) rôznych druhov žiarenia, ktorá má za následok rôzne farby povrchov. Emisivita kovov sa zvyčajne znižuje s vyššou vlnovou dĺžkou, pričom pri oxidoch a rôznych iných nekovoch sa zvyšuje. Pri použití termokamery si musíme byť istý, že v používanom spektrálnom rozsahu kamery je emisivita snímaného objektu konštantná. Ak nie, odporúča sa použiť úzkopásmové filtre alebo iné vlnové dĺžky na zosnímanie. Ak ani jedno z toho nie je možné, analýza signálu sa stáva komplikovanejšou a je potrebné poznať presnú závislosť emisivity od vlnovej dĺžky v danom rozsahu [38].

Vlastnosti materiálu sa menia spolu s meniacou sa teplotou a tým sa mení aj emisivita. Pri použití termokamier je úlohou dostať sa práve k hodnote teploty, emisivita je jeden z parametrov, ktorý je potrebné nastaviť. Na to sa dá použiť buď dokumentácia ku danej termokamere, alebo si ju vieme dohľadať v tabuľkách pre konkrétne materiály, ktoré plánujeme snímať.

Elektromagnetické spektrum

Elektromagnetické žiarenie je technický výraz pre svetlo. Nejedná sa len o viditeľné svetlo, ale všetko žiarenie od rádiových frekvencií, až po gama žiarenie. Ako jeho názov naznačuje, je vyžarované pomocou spojených elektrických a magnetických polí, čo dokázal Maxwell v 19. storočí. Jeho zvláštnosťou je, že má aj vlnové aj časticové vlastnosti, pričom častice, ktoré sa elektromagnetickým žiarením šíria, sa nazývajú fotóny. Vlny sú dynamicky meniacim sa rušením šíriacim sa v priestore. Majú svoju vlnovú dĺžku λ , po ktorej sa opakujú, a cestujú rýchlosťou svetla $c = 299\,792\,458\text{ ms}^{-1}$. Tieto vlny oscilujú charakteristickou frekvenciou ν , pričom platí vzťah [3]:

$$\nu = \frac{c}{\lambda} \quad (3.1)$$

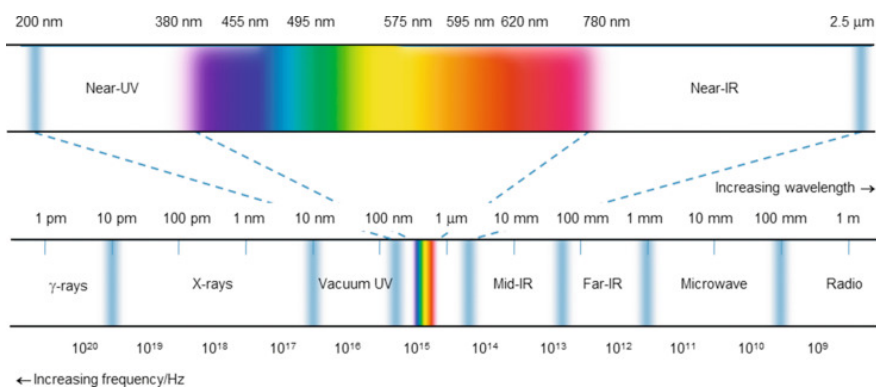
Rôzne elektromagnetické žiarenia môžeme rozdeliť do určitých regiónov a tým vytvoríme elektromagnetické spektrum (obrázok 3.3).

Príkladom tepelného žiarenia, ktoré sa snažíme zosnímať, môžu byť vlnové dĺžky (λ):

- **viditeľné svetlo** (400 – 700 nm),
- **infračervené svetlo** (700 nm – 1 mm).

Viditeľné svetlo je jediný typ žiarenia rozoznateľný ľudským okom. Pre človeka je veľmi dobre známe, pretože bez neho by nebol schopný rozpoznávať farby a teda ani vidieť. Farba v tomto zmysle predstavuje odraz svetla z povrchu objektov, na ktorého zaznamenanie stačí použiť bežne dostupné kamery [20].

Naproti tomu spektrum infračerveného (IR) svetla tvoria vlnové dĺžky vyššie než tie, ktoré je človek schopný rozoznať zrakom. Väčšina vyžarovaného tepelného žiarenia je práve IR. To samotné je ešte rozdelené do niekoľkých pásiem [7]:



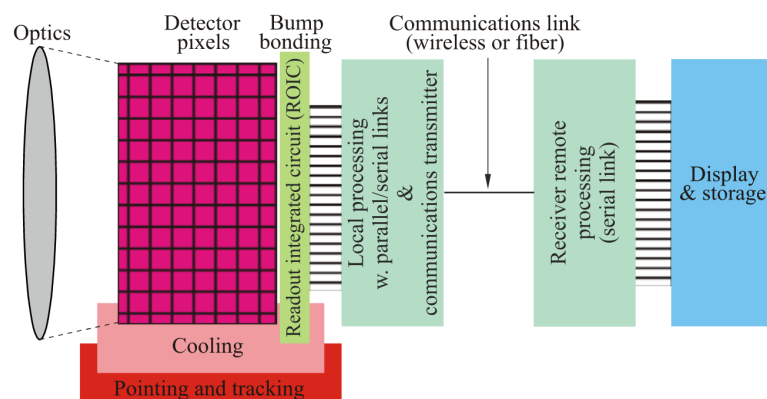
Obr. 3.3: Elektromagnetické spektrum [3].

- **NIR** – blízke IR žiarenie (0,75 – 1,4 μm),
- **SWIR** – krátkovlnné IR žiarenie (1,4 – 3 μm),
- **MWIR** – strednovlnné IR žiarenie (3 – 8 μm),
- **LWIR** – dlhovlnné IR žiarenie (8 – 15 μm),
- **FIR** – ďaleké IR žiarenie (15 – 1000 μm).

Na zaznamenanie týchto vlnových dĺžok je nutné použiť špecializované zariadenie, ktoré ich premení na elektrický signál. K tomuto účelu sa používa termokamera. Tá má mnoho výhod oproti iným technológiám merania teploty. Jedná sa o bezkontaktnú techniku, čo znamená, že nijakým spôsobom tým nezasahujeme do prostredia alebo snímaného objektu, čo nám umožňuje merať teplotu extrémne horúcich alebo nebezpečných materiálov, napr. kyselín, z dostatočnej vzdialenosti. Takisto sa jedná o neinvazívne, nedeštruktívne meranie, v porovnaní napr. s röntgenom, a je dôležitá v určitých prípadoch, napr. v priemysle, kde si nemôžeme dovoliť žiadny druh poškodenia alebo rušenia, v porovnaní napr. s röntgenovým žiarením. Ďalšou výhodou je, že poskytuje dvojrozmerný obraz, čím môžeme porovnávať objekty v obraze. Takisto môžeme v reálnom čase zaznamenávať objekty nielen stacionárne, ale aj pohybujúce sa vysokou rýchlosťou, čo závisí od snímkovacej frekvencie kamery. Avšak, infračervené snímanie má aj svoje nevýhody. Stále sa jedná o veľmi drahé riešenie, s veľmi limitovaným maximálnym rozlíšením. Takisto je veľmi závislé na okolitých podmienkach, akými sú teplota okolia, prúdenie vzduchu a vlhkosť. [25][13].

3.1 Moderné termokamery

Najdôležitejšiou časťou termokamery je infračervený detektor, čo je súčiastka zachytávajúca infračervené žiarenie. Každý jeden detektor predstavuje jeden pixel obrazu, preto je ich bežné usporiadanie do mriežky. Súčasťou detektorov môže byť chladienie, aby sa dosiahli ich lepšie vlastnosti. Pred detektormi sa nachádza optika, ktorá do nich sústreďuje žiarenie. Ďalšími časťami snímacieho systému môže byť zameriavací a sledovací systém, elektronika, komunikácia, spracovanie a zobrazenie, ako je vidieť na obrázku 3.4. Pomocou typu detektoru vieme určiť, o aký druh kamery sa bude jednať. Obecne podľa zvolenej technológie platí, že sa snažíme nájsť kompromis medzi reakčným časom a citlivosťou detektora. Najbežnejšie delenie detektorov je na kvantové (fotónové) a termálne [20].



Obr. 3.4: Schéma častí termokamerového systému [22].

Kvantové (fotónové) detektory

Sú založené na absorpcii fotónov, interakciu s elektrónmi, čoho výsledkom je elektrický výstup. K tomuto javu dochádza u polovodičov a nazýva sa fotoelektrický jav. Majú veľmi rýchly reakčný čas, v jednotkách mikrosekúnd alebo dokonca nanosekúnd. K dosiahnutiu toho ale potrebujú byť chladené, čo je hlavnou príčinou, prečo sú veľké, ťažké, drahé a nie príliš rozšírené. Majú ale svoje nezastúpiteľné postavenie, pretože oproti termálnym detektorom majú vyššie rozlíšenie. Podľa typu fungovania sa delia na detektory intrinsické, extrinsické, fotoemisívne a QWIP (Quantum well infrared photodetector) [24][29].

Termálne detektory

V termálnych detektoroch dochádza k absorpcii žiarenia, čo vedie k zvýšeniu teploty detektora. Zmena teploty vedie k zmene niektorého z teplotne závislých parametrov, napr. elektrického odporu alebo vzniku pyroelektrického javu. Ich výhodou je zachytenie širokého spektra frekvencií, nevýhodou je náročnosť zachytiť merateľnú zmenu teploty pri slabej sile žiarenia. Termoelektrické parametre sa takisto dajú merať použitím termočlánkov, spomenutých v sekcii 2.2. V pyroelektrických detektoroch je meraná zmena elektrickej polarizácie vnútorného kryštálu, ktorá vygeneruje dočasné napätie, v bolometroch je meraná zmena elektrického odporu. V porovnaní s fotónovými fungujú zvyčajne termálne detektory pri izbovej teplote, ale majú oproti nim menšiu citlivosť a pomalší reakčný čas v jednotkách milisekúnd, pretože teplota ich citlivého elementu sa mení relatívne pomaly [24].

Do 90. rokov 20. storočia boli oproti kvantovým detektorom značne menej používané v komerčných a vojenských systémoch, pretože boli veľmi pomalé a s nízkou citlivosťou. Až v 21. storočí sa ich podarilo dostať na vyššiu úroveň, s výstupom kvalitného obrazu s väčším rozlíšením a televíznou snímovacou frekvenciou. Ich nízka citlivosť môže byť kompenzovaná použitím veľkého počtu teplocitlivých prvkov v 2D snímacom poli. Nechladené detektory FPA priniesli revolúciu do odvetvia termografie [29].

FPA detektory

Technológia infračerveného FPA detektora (focal plane array) je momentálne najviac rozšírená v termokamerách. Najjednoduchší FPA pozostáva z jedného riadku detektorov, no ten v dnešnej dobe bežne používaný obsahuje dvojrozmernú maticu svetlocitlivých pixelov, kde

každý z nich je reprezentovaný bolometrom meniacim svoj odpor absorbovaním žiarenia. V FPA v dnešnej dobe obsahuje úzkovrstvový typ bolometra s názvom mikrobolometer. V dnešnej dobe bežne používané rozmery matice a teda výsledné rozlíšenia detektora sú 160×120 , 320×240 a 640×480 pixelov [24].

3.2 Meranie teploty s použitím termokamery

Termografia, oproti iným technikám merania teploty, umožňuje zistiť teplotu nielen jedného vybraného bodu, ale v rôznych bodoch obrazu, ktorý snímame. Je to tým, že snímame infračervené žiarenie šíriace sa prostredím, ktoré je konvertované na elektrické signály a produkujú výstup reprezentovaný teplotnou mapou. Farby v termograme sa líšia vzhľadom na rôzne teploty zosnímaného povrchu.

Veľmi dôležitým použitím termografie je pri zisťovaní teploty ľudského tela, napr. v prípadoch, kedy nechceme byť v priamom kontakte s danými ľuďmi, alebo chceme ušetriť čas, ktorý by nám trvalo ručne merať teplotu väčšieho množstva ľudí, ktorí môžu byť v pohybe. Reč je o zistení zvýšenej teploty človeka, ktorá môže znamenať, že daný človek nie je zdravý a môže mať nejakú chorobu, ktorá bude v horšom prípade prenosná a môže ňou nakaziť ďalších ľudí. Španielska chrípka z roku 1928 bola najhoršou pandémiou v dejinách ľudstva, kedy zomrelo 50-100 miliónov ľudí. Odvtedy sa vyskytli ďalšie kmene chrípky, ako H2N2 (ázijská chrípka) alebo H1N1 v roku 2009 (prasacia chrípka), ktoré sa rozšírili celosvetovo, s vysokou úmrtnosťou. Menšie ohniská, známe ako epidémie, sú častejšie a niekedy sa dajú aj predpovedať. V krajinách s premenlivou klímou sa sezónne epidémie vyskytujú bežne v obdobiach nízkych teplôt. Extrémny chlad a suché zimy sú hlavnou príčinou chrípkových chorôb. Ďalším faktorom k ich vzniku je znečistenie ovzdušia v zaľudnených priemyselných oblastiach [9].

V decembri roku 2019 prepukla v čínskom meste Wuhan celosvetová pandémia koronavírusu s názvom COVID-19. Pred prepuknutím mnoho prvých pacientov navštívilo miestny trh s rybami a inými zvieratami, ktorý sa udáva ako pôvod nákazy. COVID-19 spôsobuje dýchacie ťažkosti a šíri sa veľmi rýchlo z človeka na človeka. Medzi niekoľkými príznakmi je aj zvýšená teplota alebo horúčka [36]. Z toho dôvodu sú dôležité skriningové systémy, ktoré dokážu odhaliť týchto potenciálne nebezpečných jedincov, napríklad pomocou termokamier.

Faktory ovplyvňujúce presnosť merania

Tieto faktory vieme rozdeliť do 3 hlavných skupín (tabuľka 3.1):

- **faktory jednotlivca** – jedná sa o charakteristiky daného snímaného človeka, ktoré môžu ovplyvniť teplotu jeho pokožky; môžu byť vnútorné (intrinsické) a vonkajšie (extrinsické); boli popísané v kapitole 2.3,
- **faktory prostredia** – spojené s miestom, kde dochádza k meraniu,
- **technické faktory** – závisia na použítom technickom vybavení, napr. technických špecifikáciách termokamery a jej nastavení.

Faktory prostredia

Faktory prostredia majú veľký vplyv na meranie a narozdiel od ostatných sú najlepšie ovládateľné. Menej dôležitým faktorom je veľkosť vnútorného priestoru. Na udržanie stálej

Všeobecné faktory		Jednotlivec	
Prostredie	Termokamera	Vnútorne faktory	Vonkajšie faktory
okolitá teplota	citlivosť	pohlavie	fyzická aktivita
relatívna vlhkosť	rozlíšenie	vek	užívanie liekov
atmosférický tlak	presnosť	váha	kofeín
atmosférické žiarenie	spektrálny rozsah	cyrkadiálny rytmus	alkohol
žiarenie z iných zdrojov	vzdialenosť	emisivita kože	strava
prúdenie vzduchu	poloha	choroby	pot
veľkosť priestoru	kalibrácia	genetika	kozmetika
prach	softvérové spracovanie	emócie	liečebné terapie

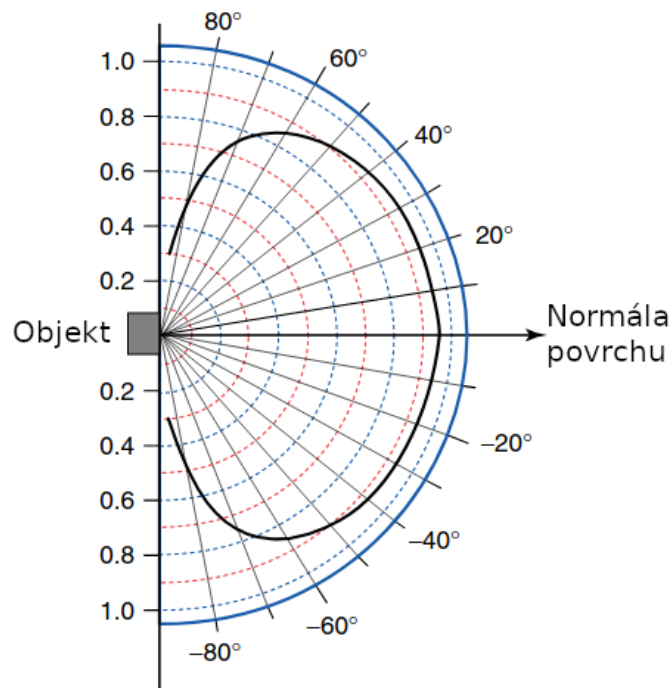
Tabuľka 3.1: Faktory ovplyvňujúce meranie teploty pomocou termokamery.

teploty sa odporúča minimálna veľkosť 2×3 metre, no ideálna je väčšia, a vyhnúť sa veľmi vysokým stropom. Teplota okolia je veľmi dôležitá, nielen kvôli tomu, aby sme boli schopný rozoznať dobrý teplotný kontrast, ale hlavne v prípadoch merania teploty ľudského tela. Odporúčaná teplota okolia je v rozmedzí 18 až 25°C , pretože pri nižších teplotách môže dôjsť k chveniu tela a pri vyšších k poteniu. Pred meraním je vhodné počkať aspoň 30 minút na aklimatizovanie tela v danom prostredí, dotedy sa môže jeho teplota meniť. Efekt relatívnej vlhkosti na pokožku je taký, že vodná para môže mierne vyžarovať infračervené žiarenie, no hlavne môže znížiť teplotu pokožky. S teplotou a vlhkosťou je spojený atmosférický tlak, ktorý má tiež vplyv na teplotu pokožky. K tomu môže nepresnosti v meraní spôsobiť aj žiarenie z iných okolitých zdrojov, napr. okná, prúdenie vzduchu, vykurovacie a vodovodné potrubie alebo aj atmosférické žiarenie, ktoré vzniká pôsobením solárneho žiarenia ovplyvneného oblakmi, aerosólmi a plynmi v atmosfére Zeme. Dokonca sa odporúča pokryť steny kobercom alebo inou izoláciou. Pozadie pri snímaní by malo byť z neodrazivých materiálov, inak sa nám odrazy premietnu na snímkoch [12].

Technické faktory

Poslednou skupinou, ktorá je potenciálnym faktorom, je technické vybavenie, teda termokamera a jej nastavenie. Tá môže mať rozličné parametre, ktoré môžu mať na meranie vplyv. Jedným z nich je presnosť, teda ako veľmi sa naše namerané hodnoty líšia od reálnych. Veľmi bežnou môže byť presnosť okolo 1°C , čo nemusí byť veľký rozdiel pri meraní v priemysle, no pri meraní teploty človeka sa jedná o veľmi veľkú chybu. S presnosťou je spojená validita, čiže schopnosť presne odmerať žiarenie z povrchu objektu. Pri ľudskej koži sa udáva validita $r = 0,92$, čo je veľmi dobrá hodnota. Ďalším parametrom je spoľahlivosť, alebo inak nazývaná opakovateľnosť, teda či pri opakovaných meraniach dostávame rovnaký výsledok. S ňou sa spája reprodukovateľnosť, konzistentnosť merania s trochu iným, ale veľmi podobným spôsobom, s rôznym rozmedzím časových intervalov. Často sú tieto pojmy v literatúre vzájomne zamieňané. Takisto je dôležité, ako ďaleko umiestnime termokameru od meraného subjektu. Pri väčšej vzdialenosti dochádza ku väčším stratám žiarenia, pretože časť je ovplyvnená atmosférickým žiarením, ktoré ho môže absorbovať. Tento parameter môže byť nastaviteľný zadaním vzdialenosti na termokamere. Bolo zanalyzované, že vlnové dĺžky $3 - 5 \mu\text{m}$ zostávajú stabilné do 1 metra, pri $8 - 12 \mu\text{m}$ je to do $2,5$ metra. Ďalšia štúdia zistila rozdiel $0,2^\circ\text{C}$ oproti meraniam zo vzdialenosti $0,2$ a $0,5$ metra. Odporúčaním je preto prevádzať merania z čo najkratšej vzdialenosti. Nejde len o samotnú vzdialenosť, ale aj o polohu kamery. Najlepšou pozíciou je umiestniť snímač priamo do roviny objektu,

pri uhle 30° sa už udávajú určité nepresnosti a uhol na 60° môže viesť k veľmi nepresnému meraniu. Na obrázku 3.5 je znázornené, ako sa mení emisivita povrchu objektu rotovaním kamery okolo objektu. Avšak, táto strata vplyvom pozorovacieho uhlu závisí na Lambertovom zákone a môže byť matematicky skorigovaná. Takisto, pozadie meraného objektu by nemalo byť reflektívne a ani by nemalo vyžarovať vlastné žiarenie. Na základe týchto všetkých parametrov vznikli štandardizované protokoly a postupy, ako čo najviac minimalizovať tieto vplyvy. Veľmi aktívnym prispievateľom v tejto oblasti je European Association of Thermology (EAT), ktorá vypracovala mnoho štúdií v spolupráci so skupinou z University of Glamorgan. Všetka ich práca je zosumarizovaná v tzv. Glamorganskom protokole [12].



Obr. 3.5: Zmena emisivity povrchu objektu vplyvom zmeny pozorovacieho uhlu [38].

Čo sa týka špecifikácii termokamery, tie môžu disponovať určitým teplotným rozsahom, napr. -20°C až 3000°C . Väčší teplotný rozsah môže znamenať menšiu citlivosť. Nie vždy potrebujeme tak veľký rozsah, napr. pri meraní teploty nám stačí aj šírka 9°C . Preto sa v tomto prípade odporúča použiť optimalizovaný rozsah, približne 20°C až 50°C . Termokamera má určité rozlíšenie, ktoré vplýva na to, koľko pixelov nami meraného objektu sa nám podarí zachytiť. Pri väčšej vzdialenosti objektu od snímača sa nám viacero bodov objektu môže spriemerovať do jedného pixelu a znepresniť teplotu. Podľa Glamorganského protokolu je odporúčaných aspoň 24 pixelov nami meranej teploty ľudského tela. Na presné meranie sú odporúčané termokamery s rozlíšením minimálne 320×240 pixelov. Najzávažnejším faktorom pri meraní teplôt je kalibrácia termokamery. Počiatková chyba merania $\pm 2\%$ alebo $\pm 1\%$ sa môže postupne zvyšovať. Nemusí sa jednať len o kalibráciu kamery v procese výroby, ale môžeme ju rekalibrovať po určitom časovom období. Na tento účel sa používa referenčný bod, absolútne čierne teleso, s nami známou teplotou, ktoré umiestnime do obrazu. Druhý spôsob je nechať čierne teleso v obraze neustále a pomocou neho

vyvažovať spôsobenú chybu merania. Tento spôsob je preferovaný vzhľadom na presnosť pri meraní teploty ľudského tela, ak samotná kamera nie je na toto meranie v rozsahu 20°C až 50°C prispôbena. Ďalšia vec, na ktorú si treba dať pozor, je rozdielna meraná teplota pri zapnutí termokamery. Je to spôsobené tým, že snímač je v tejto chvíli ešte chladný a je potrebné ho dostať na prevádzkovú teplotu. Na druhej strane môže dochádzať aj k tomu, že sa môže časom prehrievať a znova sa dostaneme k nepresným údajom. Pri meraní teploty nás často zaujíma aj ROI (region of interest), ktorým vieme vyhradiť oblasti obrazu, na ktoré sa chceme zamerať a na ktorých chceme vyhodnocovať teplotu. Posledný spôsob ovplyvnenia teploty môže nastať pri softvérovom spracovaní nameraných dát, použitím rôznych metód a algoritmov [12].

Kapitola 4

Návrh termovízneho systému

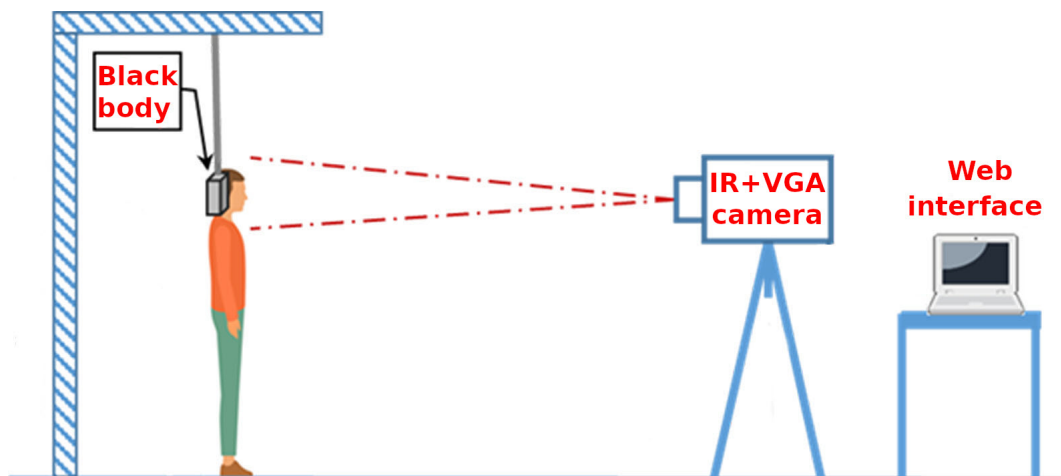
V tejto kapitole predstavím, ako bude vyzerat návrh systému na meranie teploty pomocou termokamery, ktorý bude obsahovať čierne teleso. Budem sa najprv venovať popisu mnou použitej termokamery. Následne opíšem jeden z možných návrhov realizácie čierneho telesa a ako som ho zrealizoval ja.

Systém na meranie telesnej teploty sa skladá z termokamery, ktorá sníma obrazové a teplotné dáta, a čierneho telesa. Pri termokamere sú dve možnosti. Buď môžem použiť už hotové termokamerové riešenie, ktoré bude priamo pripojiteľné k počítaču, napr. pomocou USB. Na danom počítači bude bežať softvér na spracovanie a zobrazenie termosnímkov a teplotných dát. Druhým riešením je postaviť si vlastné riešenie, zaobstarat si termokamerový modul a pripojiť ho k mikrokontroléru, na ktorom bude bežať firmvér termokamery. Takémuto riešeniu som sa venoval v mojej bakalárskej práci [20]. V nej bola vyhodnocovaná jednoduchová detekcia postavy človeka na základe hľadania oblasti s teplotou zodpovedajúcej teplote ľudského tela. Snímky boli posielané na server pomocou WiFi pripojenia, kde boli jednoducho zobrazované. Toto riešenie nebolo priamo stavané na presné meranie teploty človeka. Limitom bola aj daná termokamera, ktorá toto neumožňovala. V aktuálnej práci som preto musel siahnuť po vyššom modeli kamery, ktorá umožňuje presné meranie teploty. V predošlej práci som mal zakomponovanú aj digitálnu RGB kameru, ktorá slúži ako doplnok ku termokamere. Tú som použil aj tentokrát. Navyiac je ešte teraz v systéme použitý ultrasonický snímač vzdialenosti. Je to preto, že samotná teplota, ktorú chcem termokamerou merať, úzko súvisí so vzdialenosťou, z ktorej ju meráme. Snímačom vzdialenosti preto určujem, ako ďaleko od termokamery je meraná osoba alebo objekt.

Čierne teleso v termovíznom systéme je potrebné na to, aby sme čo najviac spresnili meranú teplotu. Jedná sa o referenčný bod s presne známou teplotou, ktorý sa bude vyskytovať v obraze a pomocou jeho hodnoty nameranej termokamerou budeme za chodu rekalibrovať merané teploty. Väčšina termokamier je kalibrovaná už od výroby, čoho dôvodom je aj nelineárna charakteristika infračervených detektorov. To ale často nestačí. Degradáciou infračerveného detektoru a starnutím komponentov vzniká odchýlka a drift (posunutie teploty). Kalibráciu je preto potrebné uskutočňovať pravidelne [30]. Ceny čiernych telies sa bežne pohybujú v jednotkách tisícoch Eur. Primárne sú určené na kalibráciu termokamier, ktorá sa vykonáva len ra za čas. Nie je preto bežné, aby obsahovali bezdrôtové rozhranie na posielanie svojej teploty. Z tohto dôvodu som zvolil, že si vyrobím vlastné čierne teleso.

Všetky dáta z termovízneho systému sú potom zhromažďované na webovom serveri, kde sú vyhodnocované. Kamerové zariadenie a aj čierne teleso sú vzájomne a aj so PC

stanicou s bežiacim serverom prepojené pomocou Wi-Fi pripojenia. Vizualizácia riešenie je na obrázku 4.1.



Obr. 4.1: Vizualizácia fungovania termovízneho systému v reálnych podmienkach.

4.1 Termokamera FLIR Lepton 3.5

V prípade termokamier a termovíznych technológií je americká firma FLIR Systems najznámejšou spomedzi všetkých firiem, ktoré sa zaoberajú týmto segmentom. Jedná sa o najväčšieho komerčného výrobcu termokamier, ich komponentov a zobrazovacích senzorov. Jej zameraním sú nielen profesionálne termovízne systémy použiteľné v armáde a iných špecializovaných prípadoch, ale aj lacné termokamery na použitie pre bežných ľudí. V ponuke termokamier nájdeme rôzne druhy, napr. ručné termokamery, ktoré sú špecifické menšou veľkosťou, praktickosťou a zabudovaným LCD displejom na okamžité zobrazenie termogramu. Ďalej to môžu byť špeciálne vedecké kamery, statické kamery s rýchlou detekciou objektov (útočníkov v armáde), kamery obsahujúce Ethernet so schopnosťou streamovať obraz, na kontrolu kvality výrobkov, detekciu úniku plynov alebo požiarov alebo jednoduché miniaturné termokamery pripojiteľné k telefónu. Všetko toto sú už hotové termografické riešenia pripravené na okamžité použitie. To zodpovedá aj ich cene. V mojom prípade hľadám cenovo čo najdostupnejšie riešenie. Najlepšou voľbou je tým pádom kúpa čisto termografického senzoru, ktorý by som vedel integrovať do celého systému. Najpoužívanejším a najdostupnejším je modul FLIR Lepton. Vo svojej bakalárskej práci som používal verziu FLIR Lepton 2 [20]. Verzia s označením 3 má najväčšiu zmenu v podobe vyššieho rozlíšenia, z predošlých 120×60 na 160×120 pixelov. Verzia 3.5¹ má potom ešte naviac rádiometrický modul, ktorý zabezpečuje schopnosť presného určovania teploty z termosnímkou a preto práve táto verzia bola v práci použitá. Samotná kamera zachytáva dlhovlnné infračervené žiarenie (LWIR) z infračerveného spektra o vlnovej dĺžke 8 až $14 \mu\text{m}$ a obsahuje na to bežne používanú technológiu nechladeného FPA (focal plane array) poľa mikrobolometrov. Efektívna sním-

¹<https://www.flir.eu/products/lepton/?model=3.5%20Lepton>

kovacia frekvencia je na úrovni 8,7 Hz, teda približne 9 snímok za sekundu. Vzhľadom na veľkosť kamery má odber v priemere len 150 mW, čo ju oprávňuje na použitie v malých zariadeniach fungujúcich s nízkym výkonom. Moja konfigurácia navyše obsahuje integrovanú uzávierku, ktorá slúži na automatickú periodickú korekciu uniformity obrázku. Konkrétne špecifikácie termokamery sú uvedené v tabuľke 4.1.

Spektrálny rozsah	8 až 14 μm
Rozlíšenie	160 \times 120 px
Veľkosť pixelu	12 μm
Snímkovacia frekvencia	8,7 Hz
Teplotná citlivosť	<50 mK (0,05°C)
Presnosť	$\pm 5^\circ\text{C}$ (high gain mode), $\pm 10^\circ\text{C}$ (low gain mode)
Diagonálny FOV	71°
Horizontálny FOV	57°
Vstupné časovanie	25 MHz
Video rozhranie	VoSPI
Ovládací port	CCI (I2C)
Vstupné napätie	2,8V, 1,2V, 2,5V–3,1V
Spotreba	150 mW, 650 mW počas uzávierky, 5 mW standby
Rozmery	10,50 \times 12,7 \times 7,14 mm
Hmotnosť	0,9g

Tabuľka 4.1: Špecifikácie termokamery FLIR Lepton 3.5 [1].

Ku samotnému kamerovému modulu je potrebná doska, ktorá vyvádza dôležité konektory prepojené s pinmi kamery na komunikáciu. Obsahuje päťicu na zapichnutie kamery a zabezpečuje jej prívod správneho časovania za pomoci 25 Mhz oscilátora a prívod správnych napájacích úrovní, pretože kamera potrebuje na správne fungovanie 3 napájacie napätia: 2,8V pre senzor, 1,2V pre digitálne jadro a 2,5V až 3,1V. Okrem toho doska obsahuje rôzne skratovacie prepojkky (jumpery), o ktorých fungovaní výrobca veľmi letmo informuje v dokumentácií, a ktorými sa dajú externe upravovať individuálne napätia, časovanie alebo štartovacia sekvencia kamery². Schéma dosky je k nahliadnutiu sem³. Samotná kamera a doska boli kupované z týchto zdrojov⁴⁵ v celkovej cene približne 215€. Už osadená kamera v doske je na obrázku 4.2.

Hardvérové fungovanie

Kamera obsahuje 2 sériové komunikačné rozhrania [1]:

1. SPI (Serial Peripheral Interface) – protokol VoSPI (Video over SPI) na prenos snímok,
2. I²C (Inter-Integrated Circuit) – protokol CCI (Command and Control Interface) na nastavenie a konfiguráciu.

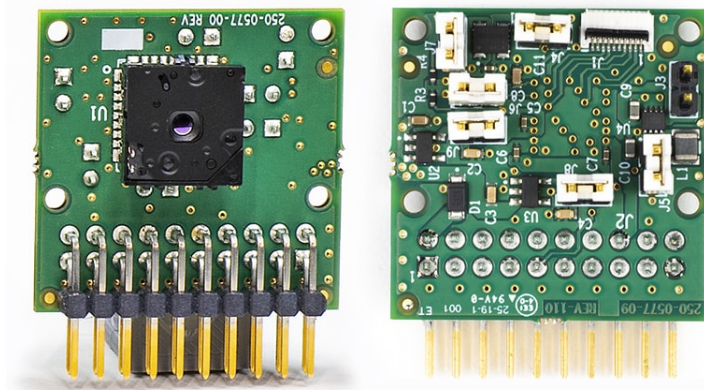
²https://media.digikey.com/pdf/Data%20Sheets/FLIR%20PDFs/250-0577-00_DS_1-2021.pdf

³https://lepton.flir.com/wp-content/uploads/2015/06/250-0577-24_R110.pdf

⁴<https://www.digikey.sk/product-detail/en/flir-lepton/500-0771-01/500-0771-01-ND>

⁵<https://www.digikey.sk/products/en?keywords=250-0577-00&v=1577>

⁶<https://groupgets.com/campaigns/645-flir-lepton-breakout-v2-0-with-lepton-3-5>

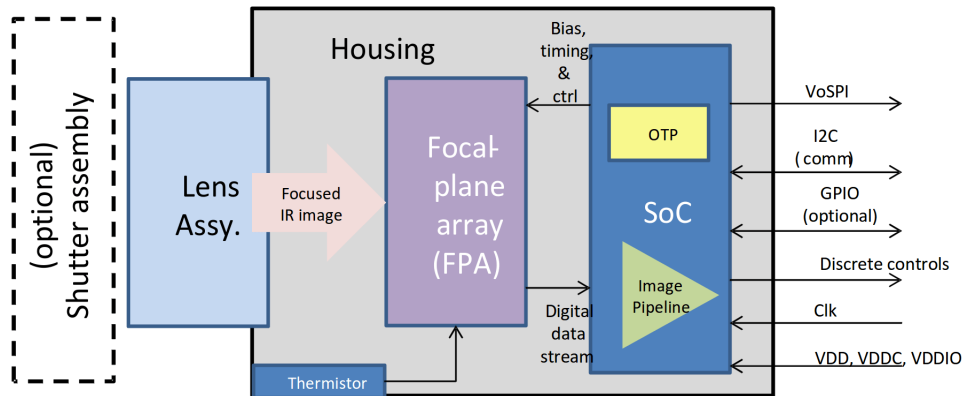


Obr. 4.2: FLIR Lepton Breakout Board V2 s termokamerou FLIR Lepton 3.5⁶.

Konfigurácia šošoviek sústreďuje infračervené žiarenie scény do poľa termálnych detektorov, kde každý detektor je mikrobolometer postavený na báze zlúčeniny oxidu vanadičného. Ich teplota závisí od žiarivého toku (výkon prenášaný žiarením), kde zmena teploty je úmerná odporu na každom mikrobolometri. Oxid vanadičný má výborný teplotný koeficient odporu, ktorý zapríčiňuje vysokú teplotnú citlivosť, a taktiež má nízky ružový šum, ktorý poskytuje stabilnú uniformitu obrazu s minimalizáciou zrnitosti. Pole mikrobolometrov je uložené na vrchol čítacieho integrovaného obvodu (ROIC), ktorý pre každý snímok vpúšťa do detektorov časované konštantné napätie a meraním prúdu zisťuje zmenu v elektrickom odpore, ktorú prevádza na digitálnu hodnotu. ROIC a mikrobolometrové pole spolu tvoria obrazový snímač s názvom FPA [1].

Uzávierka, ktorú môj model obsahuje, slúži na periodickú blokáciu prichádzajúceho žiarenia, čo dovoľuje vykonať korekcie obrazu a zlepšiť jeho kvalitu, aby bol uniformný. To je dôležité najmä pri použitíach, kde je kamera staticky umiestnená alebo dochádza k jej minimálnemu pohybu. Bez uzávierky by sa v obraze mohli vyskytovať určité artefakty z vyžarovania objektov, ktoré zostávajú v obraze na fixnom mieste. V prípade používania kamery ako prenosného ručného zariadenia je uzávierka menej dôležitá, najviac vtedy pomôže pri prvotnom zapnutí kamery alebo keď sa teplota okolia rapídne mení. Uzávierka takisto slúži ako referencia pri meraní rádiometrických informácií, ako je teplota [1].

Digitálny signál z ROIC potom prechádza do časti SoC (system on chip), kde je spracovaný v rôznych moduloch. Samotné snímky prechádzajú zretazeným spracovaním, kde sú postupne upravované, napr. práve kvôli spomínanej uniformite (non-uniformity correction, skratka NUC). NUC k tomu používa továrenské kalibračné dáta, no korekcia môže byť konfigurovateľná pomocou FFC. Takisto sú snímky zbavované rôznych obrazových defektov, ktoré môžu vzniknúť chybnými pixelmi, a prechádzajú cez rôzne filtre na odstránenie šumu. O to sa stará digitálny signálny procesor (DSP). SoC okrem toho obsahuje rôzne moduly na naformátovanie, spracovanie alebo generovanie dát, napr. generovanie a synchronizáciu časovacích a riadiacích signálov (hodinový, resetovací, watchdog), video modul na naformátovanie dát pre VoSPI protokol, spracovanie CCI príkazov, ovládanie GPIO pinov, apod. ROIC taktiež obsahuje pamäťové prvky a to nevolatilnú pamäť len na čítanie OTP (one-time programmable memory) s firmvérom a kamerovými kalibračnými dátami a volatilnú pamäť SRAM (static random-access memory) s registrami [1].



Obr. 4.3: Hardvérová architektúra FLIR Lepton [1].

Režimy a konfigurácia

Kamera obsahuje viacero rôznych režimov, ktoré je možné na nej nastaviť. Môže sa jednať o také, ktoré priamo ovplyvnia výsledné termosnímkky, ovplyvnia meranú teplotu a spôsob ako sa meria alebo ponúknu dodatočné informácie, ktoré budeme vedieť nakonfigurovať a následne vyčítať.

FFC

FFC (flat-field correction) je obecná technika na vylepšenie kvality obrazu. V prípade termokamier sa jedná aj o spresnenie radiometrických údajov, teda teploty. Od továrenských nastavení je zaručená uniformita obrazu pri scéne s rovnomerne rozloženou teplotou. Problém môže nastávať pri extrémnych rozdieloch v teplote prostredia, ale najčastejšie nastáva postupne časom, kde pixel alebo skupinu pixelov môže po nejakej dobe vykazovať určitý posun hodnoty. Posun môže dokonca vzniknúť aj pri vypnutej kamere. Často sú potom v obraze pozorované stĺpce týmto spôsobené. Za následok to môže mať zrnitosť alebo škvŕnitosť obrazu. Pri použitíach, kde dochádza k častému pohybu obrazu, napr. pri ručných termokamerách, je možné korekciu robiť pomocou spomínaného algoritmu NUC. V prípade statického umiestnenia kamery NUC nie je veľmi efektívne a odporúča sa použiť práve FFC. To je schopné automaticky upraviť nastavenie NUC tak, aby bola dosiahnutá čo najlepšia kvalita obrazu. Na tento slúži prídavná uzávierka, ktorá sa počas vykonávania korekcie uzavrie a vystavením senzora krátkodobému, menej ako sekundovému, rovnomernému rozloženiu teploty je kamera schopná automaticky nastaviť správne korekčné parametre [1].

FFC vie operovať v 3 rôznych módoch:

- externe,
- manuálne,
- automaticky.

V externom móde sa FFC uskutočňuje pomocou príkazu cez CCI rozhranie, kedy pred kameru ručne umiestnime externý zdroj s rovnomerným rozložením teploty. Ak chceme zaručiť následnú presnú korekciu pri meraní teploty, cez CCI musíme poslať aj teplotu daného externého zdroja. Tento mód je predvolený vo variante kamery bez uzávierky [1].

Manuálny mód je takisto spúšťaný príkazom, no s tým rozdielom, že počas neho sa zavrie uzávierka a tým posluží ako zdroj rovnomerne rozloženej teploty. Z integrovaného senzora si automaticky vyčíta teplotu uzávierky a vykoná korekciu.

Automatický mód sa spúšťa v týchto prípadoch [1]:

- pri spustení kamery,
- po určitom nastaviteľnom čase (predvolene 3 minúty) od posledného FFC,
- pri zmene teploty kamery o viac ako nejaká teplota (predvolene $1,5^{\circ}\text{C}$).

Spúšťače od času a od teploty sa dajú nastaviť cez CCI, avšak podľa dokumentácie sú vo väčšine prípadov odporúčané predvolené. Najmä zmenšenie časovej periódy by malo neblahý dopad na použiteľnosť merania, pretože časté FFC dočasne počas a nejaký čas po vykonávaní skresľuje meranú teplotu, no všeobecne by nám korekcia pomohla zlepšiť presnosť merania.

Stav FFC je možné zistiť cez CCI alebo po telemetrickej linke. Do momentu prvého výskytu FFC je v 1. stave. Približne 2 sekundy pred vykonaním sa dostane do iminentného stavu. Z neho prejde do stavu prebiehajúceho FFC a potom do stavu úspešne dokončeného. Ak kamera detekuje teploty mimo jej prevádzkového rozsahu (menej ako -10 a viac ako 80°C), FFC bude počas toho kvôli ochrane uzávierky vypnuté a nebude ho možné spustiť v manuálnom ani automatickom režime. Chod FFC a uzávierky sa pri návrate mimo extrémnych hodnôt vráti späť do normálu [1].

Gain mód

Kameru je možné nastaviť v 3 rôznych módoch:

- high-gain mód – presnosť $\pm 5^{\circ}\text{C}$ pri teplote okolia 25°C voči 35°C čiernemu telesu,
- low-gain mód – presnosť $\pm 10^{\circ}\text{C}$ pri teplote okolia 25°C voči 35°C čiernemu telesu,
- automaticky.

high-gain mód, low-gain mód alebo automatický. Rozlišovacím faktorom je v tomto miera citlivosti NEDT (noise equivalent differential temperature). To vyjadruje hodnotu medzi signálom vyprodukovaným teplotným rozdielom a prechodným šumom kamery. Predstavuje minimálny teplotný rozdiel, ktorý je kamera schopná namerať. High-gain mód má výhodu v nízkom NEDT a teda vysokej citlivosti, no za to ponúka nižší teplotný rozsah v scéne. Low-gain mód ma naopak vyšší rozsah no zároveň aj vyššie NEDT. Automaticky režim si vyberá medzi týmito režimami podľa nastaviteľného percenta pixelov, ktoré keď prekročia určitú hranicu teploty smerom nahor, zapne sa low-gain mód, pri prekročení nejakej inej teplotnej hranice smerom nadol zapne high-gain mód. Tieto pixely môžu byť definované aj v užívateľom vyhradenej oblasti obrazu. Automatický režim vhodne prepína medzi oboma režimami. Pri zmene režimov je vyžadované vykonať FFC kvôli korekcii teplôt [1].

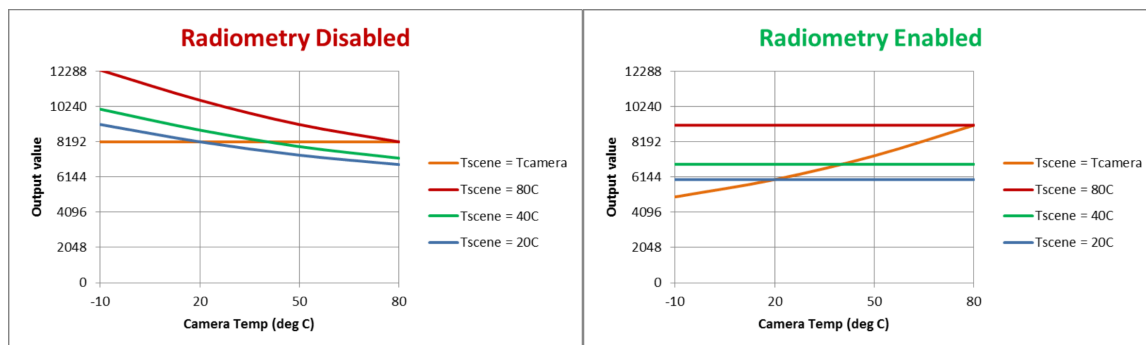
Telemetria

Spolu s termografickými snímkami môžu byť posielané aj doplnujúce dáta. Jedná sa napríklad o: čas od spustenia (ms), počítadlo snímkov, teplota FPA snímača, teplota šasi, oblasť záujmu (ROI) merania teploty, výstupný videoformát, nastavená emisivita, teplota spotmetra, stav FFC, stav AGC a mnohé ďalšie informácie. Posielanie týchto dát sa zapína

práve pomocou telemetrie. Pri jej zapnutí je možné nastaviť ju ako hlavička (dáta chodia na začiatku pred každým snímkom) alebo ako zápätie (dáta sú na konci každého snímku) [1].

Rádiometria

V prípadoch, kedy je vyžadované presné meranie teploty, sa používa práve rádiometria. Jej zapnutím je možné pristupovať ku kalibračným dátam a softvérovým funkciám, vďaka ktorým je možné merať teplotu. Kameru je potom možné používať v špeciálnych rádiometrických režimoch **TLinear** alebo **Spotmeter**, ktoré sú od seba nezávislé. V kamerách s jej podporou (Lepton 2.5 a 3.5) je predvolene zapnutá. Kamera vtedy vykonáva vnútorné úpravy prijatého signálu tak, aby bol nezávislý od teploty snímača kamery. Na obrázku 4.4 je vidieť, ako pri vypnutej rádiometrii klesajú merané hodnoty pri zvyšujúcej sa teplote prostredia. Zapnutá rádiometria tento efekt eliminuje. Jej presnosť priamo závisí od zvoleného gain módu. V tabuľke 4.2 je znázornená presnosť rádiometrie (presnosť merania teploty) v high-gain móde, na ktorú vplýva teplota scény (meraný objekt) a teplota prostredia. Ďalšími faktormi ovplyvňujúcimi presnosť sú napr. veľkosť objektu, vzdialenosť, emisivita, vysoká vlhkosť alebo prímiesy rôznych plynov ako napr. CO₂ vo vzduchu. Vplyvom môžu byť taktiež extrémne chladné alebo teplé objekty, ktoré priamo môžu ovplyvniť žiarenie dopadajúce na senzor [1].



Obr. 4.4: Výstup kamery pri zmene teploty snímača; naľavo vypnutá rádiometria, vpravo zapnutá [1].

		Teplota okolia		
		0°C	30°C	60°C
Teplota scény	10°C	±7°C	±7°C	±8°C
	50°C	±6°C	±5°C	±5°C
	100°C	±6°C	±5°C	±4°C

Tabuľka 4.2: Radiometrická presnosť v high-gain móde voči teplote scény a prostredia [1].

Režim **TLinear** priamo ovplyvňuje závislosť medzi dopadajúcim žiarením a obrazovými dátami. Hodnota pixelov v tomto prípade miesto obyčajného obrazu reprezentuje teplotu scény v jednotkách Kelvin. Tá je vynásobená škálovacím faktorom (scale factor), ktorého hodnota je predvolene 100, čo znamená, že dostávame teplotu s presnosťou na 2 desatinné

miesta. Je dôležité mať pri tomto vypnutý AGC, ktorý by kompletne zmenil teplotné hodnoty. To ale neplatí pri rádiometrickom režime **Spotmeter**, ktorý meria teplotu len v nami vyhradenej oblasti (ROI), z ktorej si potom vieme zistiť priemernú, minimálnu alebo maximálnu teplotu. Na ten nastavenie AGC nemá žiaden vplyv [1].

AGC

Pomocou AGC sa prevádzajú scény s veľkým dynamickým rozsahom na rozsah viac vhodný na zobrazenie. Problémom často bývajú extrémne chladné alebo teplé objekty, ktoré vedú zmeniť dynamický rozsah natoľko, že ostatné objekty budú veľmi slabo viditeľné alebo takpovediac zmiznú z obrazu. Jednoduché lineárne AGC, ktoré lineárne mapuje hodnoty, v takýchto prípadoch nemusí fungovať najlepšie a preto je možnosť použiť AGC založené na histogramoch, kde skupinám pixelov z väčšinovým výskytom je priradený väčší rozsah. Problém v tomto riešení je, že snímky z veľkej väčšiny tvorí pozadie, ktoré si tým pádom ukradne väčší rozsah. To FLIR rieši použitím vlastnej histogramovej AGC metódy, pomocou ktorej vieme korektným nastavením dosiahnuť dostatočný kontrast nášho objektu záujmu voči prostrediu. Pri používaní kamery v rádiometrickom režime na meranie teplôt je vyžadované, aby bol AGC vypnutý [1].

Formát videa

K dispozícii sú 2 rôzne formáty: Raw14 a RGB888. Pri Raw14 dostávame čisto hodnoty pixelov, ktoré sú reprezentované buď 14 (AGC vypnutý), 16 (TLinear zapnutý) alebo 8 (AGC zapnutý) bitmi. Výstupom je teda v podstate šedotónový obraz. V režime RGB888 možno hovoriť o „nepravom farebnom“ obrázku, kde sú farby dosiahnuté určitou konverziou, ktorej výsledkom sú 24 bitové RGB dáta. Na vyfarbenie pixelov sa používa vyhľadávacia tabuľka (LUT), inak nazývaná aj farebná paleta, ktorú je možné vybrať z predpripravených, alebo cez CCI nahráť nejakú vlastnú. Pri používaní režimu RGB888 je potrebné vypnúť telemetriu a zapnúť AGC [1].

CCI/TWI rozhranie príkazov

CCI (command and control interface) je rozhranie príkazov na nastavovanie kamery a vyčítavanie dát z nej. Pracuje cez dvojvodičové elektrické rozhranie TWI (Two-Wire Interface) podobné I2C (Inter-Integrated Circuit) sériovej zbernici. Jediný rozdiel oproti I2C štandardu je ten, že všetky registre Leptonu sú široké 16 bitov a preto sú povolené len prenosy tejto veľkosti. Komunikácia sa zahajuje poslaním adresy CCI, ktorá je 0x2A. Následne pošleme adresu registra, s ktorým chceme pracovať. Príkazy do kamery posielame zápisom príkazu do COMMAND registra (adresa 0x0004). Príkazom môžeme mať v úmysle vykonať jednu z troch akcií: „get“ (prečítaj dáta), „set“ (nastavuj dáta), „run“ (spusti metódu). CCI teda slúži na komplexné nastavovanie kamery a je popísané v samostatnom dokumente [2].

VoSPI video protokol

Prenášanie termosnímkov (videa) funguje po sériovej zbernici rozhraním SPI (Serial Peripheral Interface) pomocou VoSPI protokolu. Protokol je obmedzený na použitie jedného zariadenia master a slave. Master iniciuje komunikáciu a generuje hodinový signál pre zariadenie slave. VoSPI používa skoro všetky signálne linky SPI a to:

- SCK (Serial Clock) – hodinový signál zo zariadenia master,

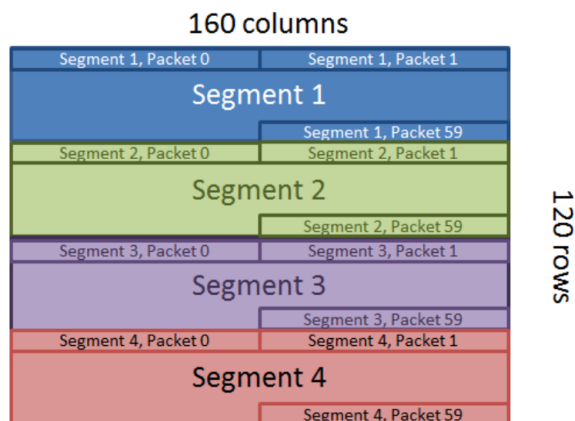
- CS (Chip/Slave Select) – výber zariadenia slave,
- MISO (Master In Slave Out) – dáta zo zariadenia slave.

MOSI nie je použitý, pretože video sa prenáša len jedným smerom a to z kamery. CS je aktívny v logickej 0. Maximálne nastaviteľný hodinový signál SCK je 20 MHz [1].

Je dôležité poznamenať, že VoSPI protokol sa pre verzie Leptonu 2 a 3 líši. Je to dané väčším rozlíšením a tým pádom mierne odlišným spôsobom posielania snímok. Protokol vo verzii 3 je postavený na týchto troch základných objektových typoch

- VoSPI paket – najmenšia jednotka posiadaná medzi zariadeniami master a slave; jeho veľkosť môže byť 164 (Raw14) alebo 244 bajtov (RGB888),
- VoSPI segment – súvislá sekvencia VoSPI paketov predstavujúca 1/4 zo snímku, ktorý sa nazýva ramec,
- VoSPI stream – súvislá sekvencia VoSPI segmentov.

Ako je možné vidieť, nikde sa tu neoperuje s jednotkou snímku a ten si musíme postupne zoskladať z jeho štvrtín, čo je znázornené obrázkom 4.5. Tak ako pri Leptone 2, aj pri verzii 3 je veľmi problematickou časťou synchronizácia kamery na správne vyčítavanie snímok. Nadviazanie synchronizácie je proces, počas ktorého najprv deaktivujeme piny CS a SCK najmenej na 185 ms, potom ich znova zapneme a pozeráme sa na ID prichádzajúcich paketov, pričom neplatné zahadzujeme, až pokým nepríde prvý platný video paket. Tým sme nadviazali synchronizáciu. Tú ale môžeme stratiť, ak nestihneme prečítať celý paket do určitého času, všetky pakety segmentu do príchodu nového segmentu alebo celý segment do príchodu nového rámca. Najdôležitejšími rozdielmi protokolu verzie 3 oproti 2 sú: potreba z paketu dekodovať nielen jeho číslo v segmente, ale aj číslo samotného segmentu, zvýšenie minimálneho možného časovania SPI štvornásobne (prijímame 4-krát väčšie snímky) a synchronizačným pulzom zisťujeme príchod nového segmentu a nie snímku [1].

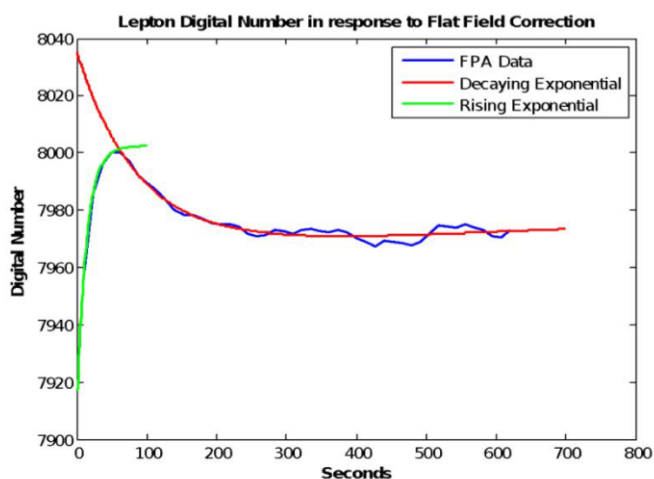


Obr. 4.5: Štruktúra jedného snímku (rámca) v protkole VoSPI [1].

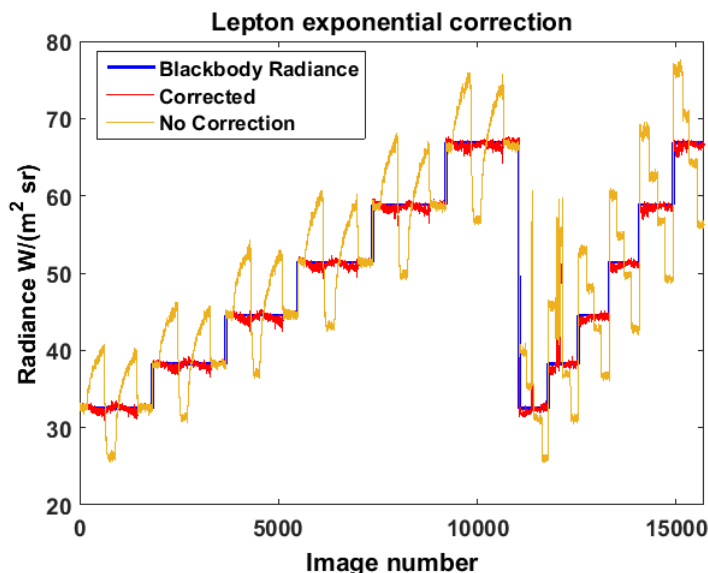
4.2 Korekcia rádiometrických dát

Vzhľadom na nízku cenu kamery FLIR Lepton nedokáže v presnosti merania konkurovať vyšším modelom. Najväčším problémom sú faktory, ktoré na presnosť vplývajú a voči kto-

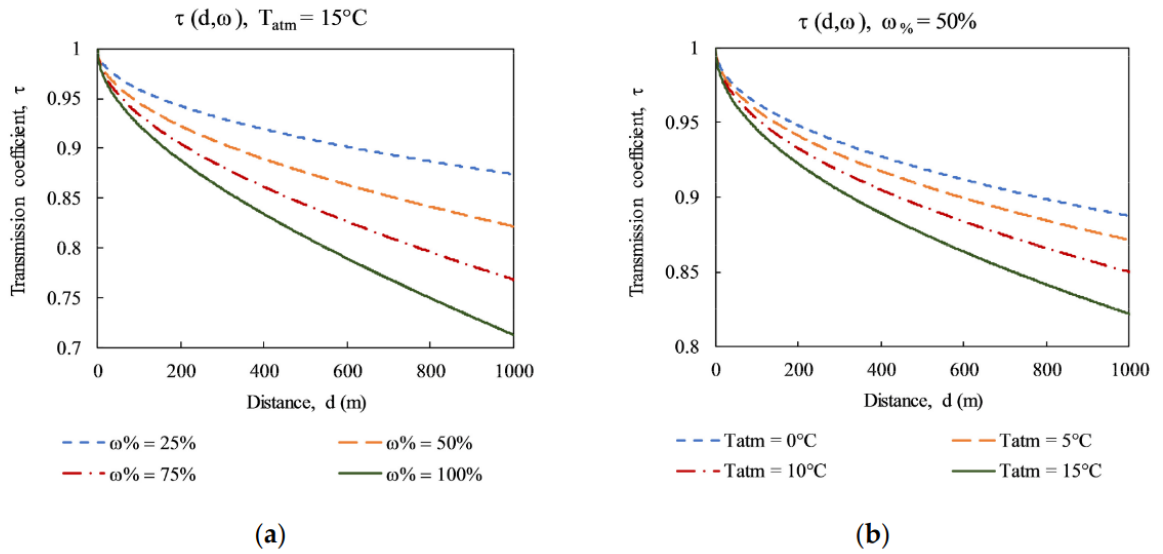
rým kamera neponúka patričnú korekciu. Jedným z nich je postupný exponenciálny útlm výstupnej digitálnej hodnoty vzhľadom na čas, čo je znázornené na obrázku 4.6. Hodnota bola meraná bezprostredne potom, ako prebehla posledná FFC korekcia. Vysvetlenie v tejto štúdi [28] je také, že kamera počas korekcie zopína uzávierku, ktorá je riadená cievkou. Počas zopnutia je prúd z cievky prenesený do rezistora, ktorý sa tým zohreje. Toto teplo má výrazný vplyv na teplotu vzhľadom na malú veľkosť celého FPA snímača. Tento jav potom zabraňuje útlmu hodnôt, no každým zopnutím uzávierky dochádza k špičkám na výstupných hodnotách, čo speje ku rozkolísanému výstupu. Toto chovanie môže byť predvídateľné a pomocou externého čierneho telesa ho vieme korigovať. Na obrázku 4.7 je naznačené, ako sa autory štúdie vysporiadali s týmto javom použitím čierneho telesa.



Obr. 4.6: Digitálny výstup kamery Lepton v čase od vykonania posledného FFC [28].



Obr. 4.7: Korekcia vplyvu FFC na výstupnú hodnotu; porovnanie žiarivosti čierneho telesa, nekorigovanej a skorigovanej žiarivosti. [28].



Obr. 4.8: Porovnanie transmisivity v rôznych vzdialenostiach (a) pri vlhkostiach vzduchu 25%, 50%, 75% a 100%; (b) pri atmosférickej teplote okolia 0°C , 5°C , 10°C a 15°C [34].

Ďalším problematickým faktorom skresľujúcim meranie je samotné prostredie a to jeho teplota, vlhkosť a taktiež vzdialenosť meraného objektu. Podľa týchto faktorov sa určuje tzv. transmisivita, schopnosť prenášať energiu žiarenia prostredím. Koeficient transmisivity τ môže byť určený ako [32]:

$$\tau = G(d, t_a, h) \quad (4.1)$$

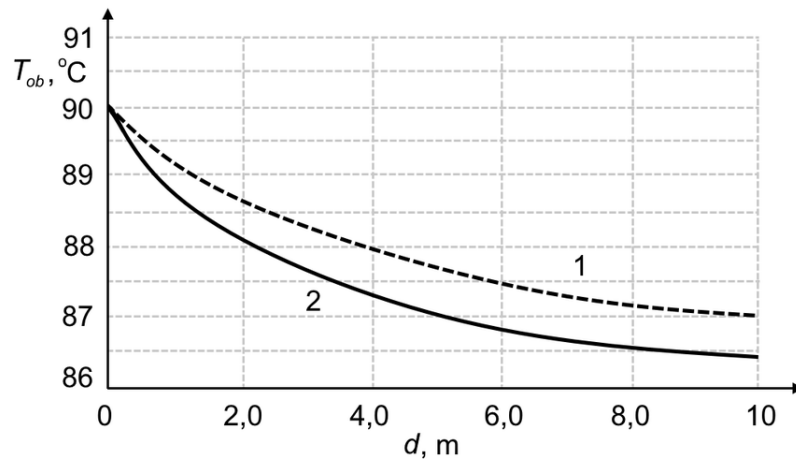
kde d je vzdialenosť, t_a teplota okolia a h vlhkosť vzduchu. Niektoré kamery obsahujú v špecifikáciách tabuľku G , podľa ktorej sa dá určiť transmisivita v daných podmienkach. Závislosť môže byť potom vyjadrená tak, ako je na obrázku 4.8, kde sa transmisivita znižuje pri zvyšujúcej sa vzdialenosti, teplote alebo vlhkosti. Moja kamera Lepton takú tabuľku G neobsahuje.

Podľa vyššie spomenutého obrázka je patrná logaritmická závislosť medzi transmisivitou a vzdialenosťou. Transmisivita zásadne ovplyvňuje množstvo žiarenia, ktoré sa dostane do snímača kamery a pomocou ktorého určujeme teplotu. Z uvedených faktov vyplýva aj samotná logaritmická závislosť odmeranej teploty a závislosti, ktorá je v tejto štúdiu [19] ukázaná pri snímaní 2 rôznych pásiem vlnových dĺžok infračerveného žiarenia. Závislosť je prezentovaná na obrázku 4.9. Čo sa týka vplyvu okolnej teploty, radiometrický modul kamery Lepton voči nej vykonáva korekciu snímača, pretože obsahuje na to teplotný senzor.

4.3 Návrh zariadenia s kamerami

Zariadenie, ktoré obsahovalo termokameru Lepton a digitálnu RGB kameru ArduCam Mini⁷ bolo už výstupom mojej bakalárskej práce [20]. V nej som použil variantu mikrokontroléra ESP32-WROOM-32 osadený na vývojovej doske ESP32-DevKitC. Ten obsahuje pamäť SRAM o veľkosti 520 kB, z ktorej si časť jej kapacity zoberie operačný systém. Kvôli faktu, že používam novší typ Leptonu z väčším rozlíšením, sú väčšie aj výsledné termosnímk. Každý pixel obrazu má 2 bajty, čo pri rozlíšení 160×120 predstavuje dohromady

⁷https://www.arducam.com/downloads/shields/ArduCAM_Mini_2MP_Camera_Shield_DS.pdf



Obr. 4.9: Vplyv vzdialenosti na meranie teploty termokamerou; funkcia 1 – LW žiarenie 8–12 μ , funkcia 2 – SW žiarenie (2–5 μ) [19].

38,4 kB. Snímky mám uložené vždy v počte 2. Digitálna kamera posielala snímok formátu JPEG, ktorý môže mať maximálnu veľkosť 65 536 kB. Značnú časť pamäte RAM si tiež berie režia Wi-Fi. Kvôli týmto všetkým skutočnostiam som sa preto rozhodol siahnuť po variante ESP32, ktorá ponúkne väčšiu RAM. Použil som preto model ESP32-WROVER-E⁸, ktorého najväčší rozdiel oproti predošlej verzii je, že oproti internej RAM má navyše ešte externú PSRAM pamäť, ktorá má v tomto modeli kapacitu 8 MB. V čase alokácii častí pamäte si tak môžeme vybrať, ktorú z nich budeme používať. Keďže vývojové dosky s týmto modulom sa nedajú tak bežne zohnať, vyrobil som si vlastnú. Procesor by sa dal rovno pripájkovať na hlavný plošný spoj, lenže rizikom by bolo, že ak by sa pokazil, bolo by ho veľmi ťažké vymeniť. Preto som ho osadil na dosku, ktorá je vyberateľná z päťice v hlavnej doske plošného spoja. Hlavná doska je napájaná cez microUSB konektor 5 voltami, ktoré sú pre potrebu procesora regulované regulátorom napätia⁹ na 3,3V. Pre stabilizáciu napätia a vyhladenie špičiek sú použité elektrolytické kondenzátory s kapacitou 330 μ F a keramické 100nF kondenzátory, zapojené podľa odporúčaného zapojenia. Na hlavnej doske sú vyvedené piny na konektory pre obe kamery, ktoré obidve používajú I2C a SPI, a konektor s vyvedenými pinmi RX, TX a bootovacím pinom 0 na prehratie programu a komunikáciu cez sériový port. Neskôr boli tiež vyvedené piny pre snímač vzdialenosti. Ku I2C sú zapojené štandardne používané 4,7 k Ω odpory. Doska navyše obsahuje ešte 2 prídavné LED diódy signalizujúce úspešné zapnutie termokamery (biela) a pripojenie k serveru (modrá) a prídavné tlačítko na testovacie účely, ktoré momentálne nemá funkciu. Odmeraný odber celého zariadenia pri 5V je okolo 300mA pri zapnutom Wifi s aktívnym pripojením na server a posielaní dát.

Snímač vzdialenosti

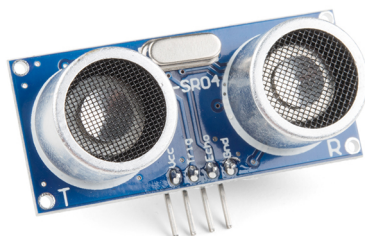
V priebehu riešenia bolo zistené, že vhodnou vlastnosťou systému by bolo do neho zakomponovať vzdialenosť objektu od termokamery a vedieť na ňu automaticky reagovať. Z tohto dôvodu bol na to zvolený ultrasonický snímač vzdialenosti HC-SR04¹⁰. Ten pracuje na

⁸https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-wrover-e_esp32-wrover-ie_datasheet_en.pdf

⁹<https://www.ti.com/lit/ds/symlink/reg1117.pdf?ts=1621178775826>

¹⁰<https://www.sparkfun.com/products/15569>

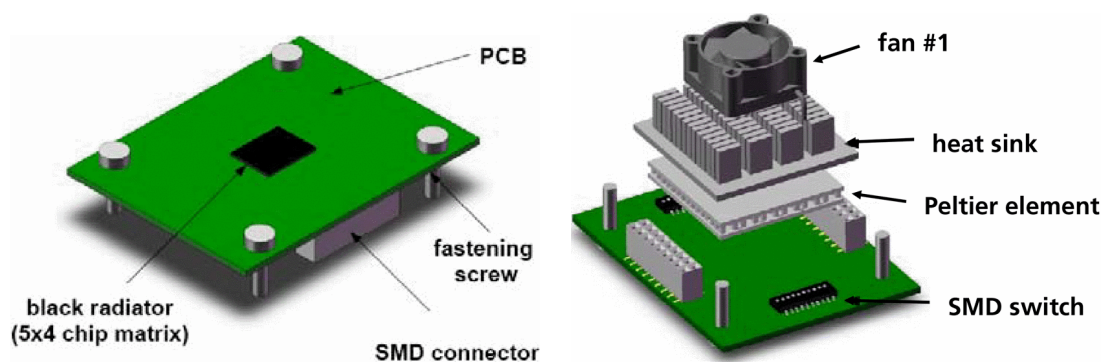
princípe vyslania zvukových vln a odmerania času, počas ktorého sa vrátia späť, vzhľadom na známu rýchlosť šírenia zvuku. Na jeho obsluhu obsahuje 2 piny: výstupný TRIG (trigger) na vyslanie zvukových vln, ktorých modul vygeneruje 8 o frekvencii 40 kHz, a vstupný ECHO na zaznamenania dĺžky pulzu, ktorá značí dobu trvania cesty vyslanej zvukovej vlny. Snímač vzdialenosti je na obrázku 4.10.



Obr. 4.10: Ultrasonický snímač vzdialenosti HC-SR04.

4.4 Návrh čierneho telesa

Pri návrhu čierneho telesa je potreba myslieť na 2 dôležité veci, a tými sú udržiavanie jeho stálej teploty a veľmi presné meranie jeho teploty. Jeden z možných návrhov je prezentovaný v tejto práci [30]. Žiarič čierneho žiarenia bol umiestnený na plošný spoj (PCB) a na druhú stranu plošného spoja bol umiestnený Peltierov článok, s dodatočným chladičom a ventilátorom. Informácia o teplote bola posielaná do termokamery pomocou RS232 rozhrania. Návrh modulu je možné vidieť na obrázku 4.11.



Obr. 4.11: Jeden z možných návrhov čierneho telesa [30].

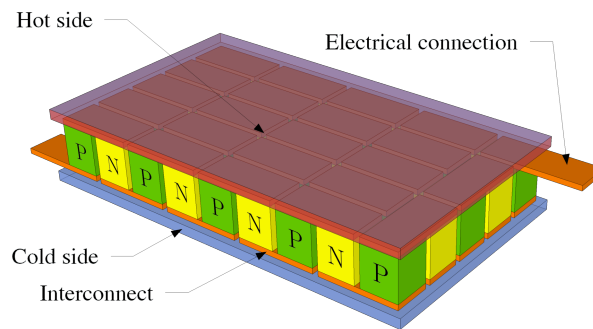
Peltierov článok

Peltierov článok slúžil ako element, ktorým vieme nastavovať a meniť teplotu. Jedná sa o elektrický prvok, ktorý pri pretekaní prúdu vyvíja rôzne teploty na oboch svojich stranách. Podľa toho, ktorým smerom ním preteká prúd, sa jedna strana zohrieva a druhá

ochladzuje alebo naopak. Takýmto spôsobom vieme udržiavať žiadanú teplotu. Tieto teplotné zmeny sa dosahujú kvôli tzv. Peltierovmu javu. Jedná sa o termoelektrický jav opačný ku Seebeckovmu javu, ktorý bol spomenutý u termočlánkov v sekcii 2.2. Vzniká na spojnici dvoch rôznych kovov alebo polovodičov, cez ktoré prechádza elektrický prúd. Tým je teplo prenášaná z jedného konca materiálu na druhý a tento prenos je definovaný ako [4]:

$$Q = \Pi_{AB} * I = (\Pi_A - \Pi_B) * I \quad (4.2)$$

kde Π_A a Π_B sú absolútne Peltierove koeficienty, definované pre konkrétny materiál, Q predstavuje vyžiarenú tepelnú energiu a I je elektrický prúd. Pri použití 2 materiálov predstavuje Π_{AB} Peltierov koeficient, ktorý sa určí z rozdielu hodnôt absolútnych teplotných koeficientov použitých materiálov A a B . Voľbou materiálov alebo zmenou prúdu vieme docieľiť to, koľko tepla sa na jednej strane vyžiari a dôjde k jej otepleniu a koľko ho bude z druhej strany absorbovaného a teda dôjde k ochladeniu. Zmenou polarít elektrického prúdu vieme nastaviť, ktorým smerom bude prebiehať prenos tepla. Peltierov koeficient okrem použitého materiálu závisí aj na jeho teplote. Polovodiče typu P majú typicky pozitívny Peltierov koeficient, zatiaľčo typu N majú negatívny. Peltierove články potom používajú niekoľko spojnic medzi polovodičmi zapojených v sérii na zosilnenie efektu [4]. Na obrázku 4.12 je schématicky znázornený Peltierov článok.

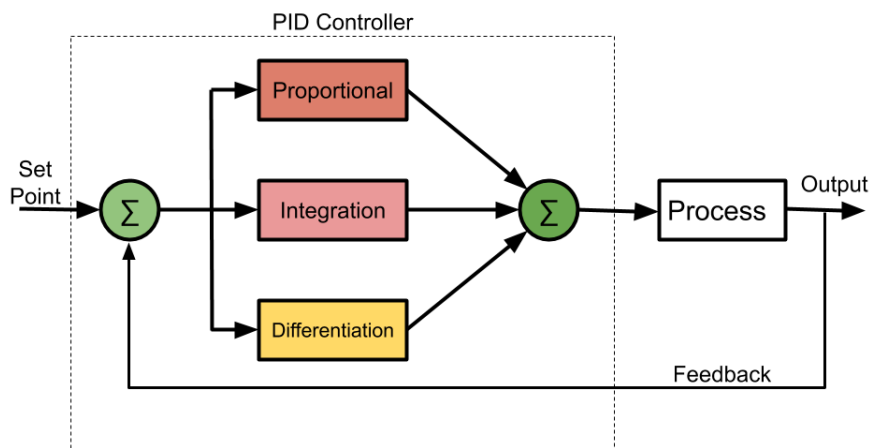


Obr. 4.12: Peltierov článok zložený z polovodičov typu N a P znázornený schématicky [11].

PID regulácia

Peltierový článok vieme zohrievať a ochladzovať, no problémom je regulácia jeho teploty. Na presné udržiavanie teploty sa bežne používa PID regulácia. Je to najbežnejšie používaný algoritmus vhodný na toto použitie a obecne na riadenie systémov. Jeho základom sú konštanty proporcionálna (P), integračná (I) a derivačná (D). PID regulátor je znázornený na obrázku 4.13. Základnou myšlienkou je výpočet proporcionálnej, integračnej a derivačnej odpovede na zmenu stavu systému a ich sčítaním získať výstupnú hodnotu. Aktuálny stav systému udáva regulovaná veličina, ktorá je v tomto prípade aktuálna teplota. Referenčná hodnota je požadovaná teplota, ktorú chceme dosiahnuť. Na výpočet výstupu je dôležité vedieť regulačnú odchýlku, ktorá predstavuje rozdiel medzi regulovanou veličinou a referenčnou hodnotou. Proporcionálny komponent závisí čisto od regulačnej odchýlky, integračný komponent pripočítava regulačnú odchýlku vzhľadom na čas a derivačný komponent udáva rýchlosť, akou systém reaguje na zmenu regulačnej odchýlky. Kľúčovou úlohou je správne nastavenie konštánt v danom systéme [21].

¹¹<https://www.smlase.com/entries/automation/what-is-pid-proportional-integral-derivative-control>



Obr. 4.13: Blokový diagram PID regulačného systému¹¹.

Realizácia

Mnou realizovaný návrh je postavený na rovnakom základe ako vyššie spomenutá práca [30]. Ako tepelný žiarič som použil Peltierov článok, ktorý má výhodu v tom, že teplo vyžaruje homogénne celou svojou plochou. Pred Peltierov článok som umiestnil medenú dosku s rozmermi 40×40×5 mm. Jedná sa o časť z medenej zbernice používanej v elektrických rozvádzačoch. Meď má výhodu v dobrej tepelnej vodivosti a celá jej plocha by sa mala čo najviac rovnomerne zohriať na rovnakú teplotu. Výhodu to má práve v následnej jednoduchosti snímania celej plochy termokamerou. Predok medenej dosky je nastriekaný matným čiernym sprejom, aby som sa čo najviac priblížil emisivite absolútne čierneho telesa a aby som bol tým pádom schopný termokamerou čo najpresnejšie odmerať teplotu. Za Peltierovým článkom je umiestnený ventilátor, ktorý ho ochladzuje. V mojom prípade chcem nastavovať čierne teleso na teplotu blízku povrchu tela (cca 36°C), čiže ak by vplyvom okolia čierne teleso nebolo zohriaté nad túto teplotu, samotný ventilátor nemá až taký veľký význam. Čierne teleso ešte obsahuje interný teplomer, externý teplomer so senzorom vlhkosti a OLED displej. Všetky sú pripojené cez to isté I2C rozhranie, čo môžem využiť kvôli tomu, že každý má svoju vlastnú I2C adresu. Pri izbovej teplote 24°C sa teplota čierneho telesa po zapnutí ustáli na 36°C za približne 3 minúty.

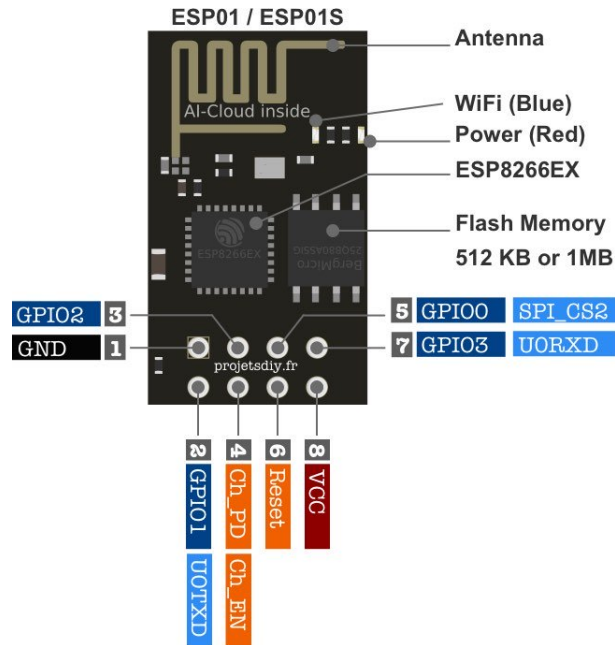
Mikrokontrolér a napájanie

Hlavnou procesorovou jednotkou čierneho telesa je mikrokontrolér ESP8266¹². Konkrétne používam typ ESP8266EX, ktorý obsahuje 32 bitový procesor s frekvenciou 160 MHz a jeho veľkou výhodou je priama podpora pre Wi-Fi a rôzne úsporné režimy, pod ktorými vie fungovať. Funguje štandardne na 3,3V s priemerným odberom 80 mA. Kompletné špecifikácie sú vyčítateľné z dokumentácie¹³. Mikrokontrolér používam osadený v module ESP-01, s vyvedenými pinmi podľa obrázka 4.14. Zariadenie je napájané 5V privedenými cez štandardný microUSB konektor. Použitie 2 elektolytické kondenzátory s kapacitou 330 μF a 2 keramické 100nF kondenzátory vyhladzujú napätie a stabilizujú špičky. 5V je regulátorom napätia re-

¹²<https://www.espressif.com/en/products/socs/esp8266>

¹³https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/0a-esp8266ex_datasheet_en.pdf

gulovaných na 3,3V pre napájanie procesora. Odber celého zariadenia je pri vstupných 5V a pri záťaži približne do 800 mA, kedy Peltierov článok začína naplno hriať. Pri normálnom chode, kedy je teplota stabilizovaná a je len udržiavaná sa odber pohybuje okolo 200–250 mA.



Obr. 4.14: Rozloženie pinov ESP-01 s mikrokontrolérom ESP8266EX¹⁴.

Peltierov článok a ventilátor

Samotný Peltierov článok, ktorým ohrievam medenú dosku, je pripojený na pin GPIO2, ventilátor na GPIO0. Oba sú ovládané pomocou pulznej šírkovj modulácie (Pulse width modulation alebo skr. PWM). Jedná sa o techniku na ovládanie analógových komponentov pomocou digitálnych výstupov mikrokontroléra. Pomocou dĺžky zopnutia výstupu vieme meniť striedu signálu, teda pomer časov, v ktorých je náš obdĺžnikový signál v danej perióde v logickej 0 alebo 1 [15]. Akým spôsobom sa bude modulovať signál vyrátam pomocou PID regulátora. Špecifikácie použitého Peltierovho článku sú v tabuľke 4.3. Volil som taký s čo najmenším výkonom kvôli čo najmenšiemu zaťažovaniu zdroja a v mojom prípade ani nepotrebujem veľký tepelný výkon. Článok je napájaný 5V, čiže ide na menej ako polovicu svojho výkonu. Jeho ovládanie funguje cez MOSFET tranzistor ovládaný PWM signálom z analógového výstupu ESP8266, ktorým článok uzemňuje. Na takom istom princípe je ovládaný aj ventilátor. Pri tomto 1 tranzistorom zapojení používam Peltierov článok len ako ohrievač a samotné chladenie funguje len úplným vypnutím článku a zapnutým ventilátora, čiže pri ňom nevyužívam Peltierov jav. Chladenie samotným článkom by som vedel dosiahnuť preplovaným jeho vstupom a použitím napr. mostíkového zapojenia, ale v mojom prípade takúto chladiacu funkciu nepotrebujem. Zapínanie článku a ventilátora je ešte navyše externé ovládané pomocou fyzického prepínača. Musel som ho tam dať z toho dôvodu, že ESP8266 pri štarte automaticky zapína všetky svoje výstupy a pri napájaní z mäkkšieho

¹⁴<https://diyprojects.io/esp01-get-started-arduino-platformio-ide-module-choose-pinout>

zdroja (napr. z externej nabíjačky) dochádza kvôli maximálnemu chodu článku a ventilátora k veľkému poklesu napätia, čo znemožní správne naštartovanie procesora.

Model	TEC1-12703
Menovité napätie	12 V
Menovitý prúd	3 A
Výkon	29,7 W
Max. teplotný rozdiel	65°C
Rozmery	40×40×4,6 mm

Tabuľka 4.3: Špecifikácie použitého Peltierovho článku.

Meranie vnútornej teploty

Pre správne fungovanie PID regulátora a udržiavanie stálej teploty je potrebné presne merať teplotu čierneho telesa. Nemôžeme ju merať len tak hocikde, ale je potrebné ju merať priamo na medenej doske, ktorá v mojom prípade slúži ako žiarič čierneho žiarenia. V ideálnom prípade by sme mali poznať teplotu jeho povrchu, ktorý je snímaný termokamerou. Teplomer bol na začiatku experimentálne umiestnený na prednú stranu dosky, no len na jej okraj, aby sme nezaclonili záberu termokamery. Nebolo to ideálne nielen vizuálne, ale aj tým, že teplota okraja je o niečo iná ako stredu. Z tohto dôvodu som zvolil riešenie, pri ktorom som medenú dosku zboku prevrátil, teplomer do nej vložil a do vnútra aplikoval teplovodivé lepidlo.

Na meranie teploty som použil teplomer Maxim DS7505¹⁵ v SMD prevedení, ktoré umožňuje jeho vloženie do úzkeho priestoru do medenej dosky. Komunikujem s ním cez I2C rozhranie. Jeho presnosť je $\pm 0,5^\circ\text{C}$ v teplotnom rozsahu 0 až 70°C , v rozsahu -55 do 125°C je to 2°C . Je napájaný 1,7 až 3,7V a ponúka hodnoty v nastaviteľnom rozlíšení 9, 10, 11 alebo 12 bitov.

Meranie okolitej teploty a vlhkosti

Mimo hlavného zariadenia je v plastovej kľetke umiestnený snímač na meranie teploty a vlhkosti vzduchu okolia. S týmito doplnkovými informáciami potom pracujem v experimentálnej časti práce, kde celý termovízny systém testujem v rôznych podmienkach a preto bolo vhodné zaznamenávať tieto parametre okolia. Na tento účel bol použitý senzor HTU21D¹⁶ napájaný 3V a ponúkajúci svoj výstup po I2C zbernici. Pr meraní vlhkosti vzduchu dosahuje presnosť $\pm 2\%$ v typicko rozsahu 20 až 80%, s meraním teploty má presnosť $\pm 0,3^\circ\text{C}$ pri približne 0 až 60°C .

OLED displej

Na vyvedenie hodnôt, ako je požadovaná teplota, aktuálna teplota čierneho telesa, teplota okolia a vlhkosť vzduchu je použitý monochromatický OLED displej SSD1306¹⁷ s rozlíšením 128×64 . Obsahuje 2 farby, kde horný riadok je schopný svietiť na žltá a ostatok displeja na modro. Komunikácia a ním prebieha pomocou I2C. Ako displej vyzerá je možné čiastočne vidieť na obrázku 4.16

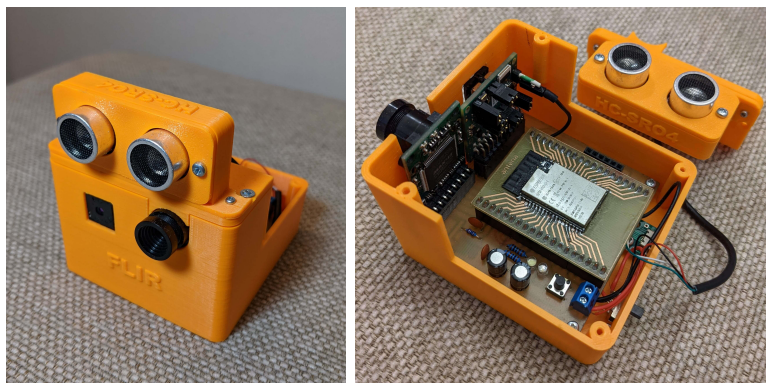
¹⁵<https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/DS7505.pdf>

¹⁶https://cdn-shop.adafruit.com/datasheets/1899_HTU21D.pdf

¹⁷<https://cdn-shop.adafruit.com/datasheets/SSD1306.pdf>

Výsledné zariadenia

Okrem plošných spojov bolo veľmi vhodné vyrobiť aj púzdra, v ktorých by jednotlivé súčasti držali. Pri čiernom telese bolo treba uchytiť Peltierov článok spolu s medenou doskou čo najbližšie k sebe a použitý ventilátor umiestniť za nich. Pri kamerovom zariadení bolo zas dôležité pevne ku kamerám umiestniť senzor vzdialenosti, aby sme dostávali čo najpresnejšie hodnoty vzdialenosti od kamier, pričom ja som ho umiestnil nad ne. Z toho dôvodu som na 3D tlačiarňi vytlačil krabičky uzatvárajúce komponenty do jedného celku. Návrhy vo formáte .stl sú k dispozícii na priloženom médiu. Schémy a návrhy plošných spojov pre ESP32 a obe výsledné zariadenia sú okrem priloženého média aj v prílohách **A**, **B** a **C**. Fotografie zariadení sú na obrázkoch **4.16** a **4.15**.



Obr. 4.15: Kamerové zariadenie so senzorom vzdialenosti.



Obr. 4.16: Čierne teleso.

Kapitola 5

Softvérové spracovanie

V tejto kapitole sa budem venovať softvérovej implementácii jednotlivých častí termovízneho systému, teda kamerového zariadenie s termokamerou a digitálnou kamerou, čierneho telesa a servera s webovým užívateľským rozhraním, ktorý prijíma všetky dáta a môžu byť pomocou neho upravované rôzne nastavenia. Tie môžu byť lokálneho charakteru, kedy sú menené len priamo na servery a majú napr. vplyv na rôzne nastavenia tepoty, alebo to môžu byť údaje posielané priamo do zariadenia s kamerami alebo čierneho telesa. Každý celok systému je samostatne popísaný.

Nosným spojeným medzi zariadením s kamerami, čiernym telesom a PC stanicou s bežiacim serverom je Wi-Fi pripojenie. Prístupový bod Wi-Fi vytvára kamerové zariadenie, na ktoré sa potom čierne teleso a serverová PC stanica snažia pripojiť. Vzájomná komunikácia je postavená na tom, že všetky zariadenia majú v sebe nakonfigurovanú statickú IP adresu.

Zariadenie obsahujúce termokameru a digitálnu kameru používa na ich ovládanie mikrokontrolér ESP32. Ten beží na odľahčenom operačnom systéme FreeRTOS¹. Existujú 3 spôsoby, akými vieme prísť k tvorbe programu pre tento mikrokontrolér. Prvý je použitie pri vývoji Arduino Framework pre ESP32², ktorý je veľmi dobre známy predovšetkým preto, že je hojne používaný, ako už názov vypovedá, pri mikrokontroléroch Arduino, ale jeho podpora je prenesená aj na čipy z rodiny ESP8266 a ESP32. Jeho veľká výhoda je v tom, že za programové rozhranie Arduina skrýva mnoho implementačných detailov a ponúka kompatibilitu veľkého množstva knižníc, ktoré sú k Arduinu verejne k dispozícii na internete. Taktiež môžeme používať vývojové prostredie Arduino IDE na rôzne nastavenia a prácu so sériovým portom. Používaný jazyk je v tomto prípade C/C++. Druhou alternatívou pri vývoji programu je použitie odľahčenej implementácie jazyka Python optimalizovanej pre mikrokontroléri s názvom MicroPython³. Pri tomto je potrebné prehrať do mikrokontroléra upravený firmvér obsahujúci prostredie s daným kompilátorom Pythonu. Tretím spôsobom, ktorý používam ja, je pri vývoji použitie framework vyvíjaný priamo firmou Espressif Systems vyrábajúcou ESP32. Espressif IoT Development Framework⁴ (ESP-IDF) obsahuje ESP32 toolchain a rôzne skripty, ktoré sprístupňujú zostavovací (build) systém, nahrávanie programu a prácu so sériovým portom. ESP-IDF otvára možnosť priameho prístupu k používaniu knižníc z operačného systému FreeRTOS.

¹<https://www.freertos.org/>

²<https://github.com/espressif/arduino-esp32>

³<https://github.com/micropython/micropython>

⁴<https://github.com/espressif/esp-idf>

Čo na vývoj programu konkrétne používam ja je platforma **PlatformIO**⁵. Je to obšiahly a robustný ekosystém obsahujúci sadu nástrojov na vývoj programu v C/C++, multiplatformový build systém, integrovaný debugger, správcu rôznych dosiek, platforiem a knižnic s podporou pre širokú škálu mikrokontrolérov. Znamená to fakt, že si viem priamo v prostredí PlatformIO navoliť mikrokontrolér ESP32 a framework ESP-IDF, ktorý sa mi automaticky stiahne s potrebným prekladačom a knižnicami a vývoj môže byť týmto pripravený k započatiu. Samotné prostredie sa skladá z PlatformIO Core, čo je nástroj ovládateľný z príkazového riadka, a PlatformIO IDE, ktoré všetky vývojové funkcie prenáša do grafického prostredia. Samotné PlatformIO IDE potom funguje ako doplnok doinštalovateľný do rôznych bežne používaných a známych IDE, ako sú napr. JetBrains CLion, Atom, Eclipse, CodeBlocks alebo Microsoft Visual Studio. Ja konkrétne používam Microsoft Visual Studio Code, ktorý je doporučeným vývojovým prostredím pre PlatformIO.

Obecne sú v programovej štruktúre PlatformIO, ktorá je potrebná na správne preloženie programu, zdrojové kódy v priečinku `/src`, programové hlavičkové súbory v `/include` a `/lib` obsahuje všetky knižnice používané v projekte, ktoré môžu byť buď z verejného zdroja a spravované automaticky PlatformIO, alebo napísané používateľom. Konfiguračným súborom pre daný projekt je `platformio.ini`. Čo všetko a ako ním môžeme nastaviť a rôzne iné ďalšie informácie ohľadom PlatformIO je možné vyčítať z ich dokumentácie⁶.

5.1 Získavanie snímok a vzdialenosti

Oproti mojej bakalárskej práci [20], v ktorej som používal termokameru Lepton 2.0, musel program prejsť očakávanou zmenou. Aj keď som v práci v čase jej tvorby čiastočne počítal s podporou Leptonu 3/3.5, ukázalo sa to ako nedostatočné. Hlavným problémom bola správna synchronizácia na vyčítavanie snímok z kamery, ktorá už bola problematická v prvotnej verzii. Tu je synchronizácia o to citlivejšia na jej stratu, že snímok má vzhľadom na jeho väčšie rozlíšenie (160×120 oproti predošlým 80×60) aj väčšiu veľkosť, čo znamená dlhšiu dobu jeho prenášania po zbernici a viacej priestoru na stratu synchronizácie. Problémovou časťou môjho riešenia boli taktiež použité knižnice na komunikáciu s termokamerou cez CCI rozhranie a na ovládanie RGB kamery ArduCam Mini. Obe knižnice boli totižto napísané pre platformu Arduino a v použití s ESP-IDF frameworkom bolo potrebné ku knižniciam dodať veľa balastu z Arduina. Nebolo to programátorsky najšťastnejšie riešenie, ako tak fungovalo, no občas som zaznamenával reset procesora a príčina sa hľadala veľmi ťažko. Od času, kedy som písal bakalársku prácu, pribudlo niekoľko kvalitných softvérových riešení pre kameru Lepton 3.5, postavených aj na mnou použitom mikrokontroléru ESP32. To isté sa jedná aj pri kamere ArduCam. Preto som si zvolil vychádzať pri tvorbe kódu na ESP32 z tohto zdroja [16], pri patričnom zachovaní autorovej originálnej GNU GPL 3 licencie povoľujúcej úpravu a redistribúciu. V projekte používa obe mnou predtým používané kamery. Určitú časť potom čerpám aj z jeho ďalšieho projektu⁷, ktorý je stále vo vývoji a postupne ho aktualizuje (máj 2021). Na kód autora potom nadväzujem v rozšírení o doplnenie ultrasonického snímača vzdialenosti HC-SR04, ako aj o môj návrh posielania dát na server pomocou HTTP a TCP protokolu. Zmenou prešla štruktúra zdrojových súborov, ktorá čisto zodpovedala ESP-IDF frameworku a ja som ju prispôbil pre PlatformIO. Čo sa týka fungovania termokamery, je možné cez CCI meniť rôzne nastavenia, ktoré som si

⁵<https://platformio.org/>

⁶<https://docs.platformio.org/en/latest/>

⁷<https://github.com/danjulio/lepton/tree/master/ESP32/tCam-Mini>

rozšíril o niektoré nové. Ja používam obrazový formát Raw14 pri zapnutom rádiometrickom režime TLinear, v ktorom jednotlivé pixely predstavujú teplotné hodnoty. Kvôli tomu musí byť vypnutý AGC režim, ktorý by tieto teploty skresľoval. Kamera je uvedená do high-gain módu kvôli zvýšeniu presnosti merania teplôt. FFC je ponechané v predvolenom automatickom režime, čiže zapína sa periodicky každé 3 minúty a potom automaticky pri zistení veľkých teplotných výkyvov. Na dosiahnutie čo najlepšej synchronizácie s kamerou je použitý VSYNC výstup kamery, ktorý som pri Leptone 2 nemusel používať. Bez neho vo verzii 3 bolo dosiahnuť synchronizáciu veľmi ťažké. Pomocou neho viem odpočítavať, kedy uvidím korektný rámec (snímok). Ak ho nevidím, vykonávam resynchronizačnú procedúru opísanú v sekcii 4.1. Snímky sú potom posielané na server, ak je pripojený vo WiFi sieti zariadenia. Pred poslaním každého snímku najprv posielam HTTP GET dotaz s parametrom značiacim, či posielam snímok z termokamery alebo obvyčajnej kamery. Súčasťou dotazu je aj aktuálna nameraná vzdialenosť a nastavená hodnota emisivity. Ako odpoveď zo servera potom dostávam nastavenú hodnotu emisivity, ktorá keď je iná ako tá v zariadení, tak sa zmení priamo cez CCI rozhranie v kamere.

Celý program zariadenia funguje tak, že jednotlivé logické celky sú rozdelené do FreeRTOS úloh (tasks), ktoré by v POSIX svete približne zodpovedali vláknam, keďže nemajú oddelenú pamäť a nedochádza u nich k prepínaniu kontextu. V mojom prípade mám 4 vlákna:

- `lepton_task` – obsluhuje termokameru,
- `arducam_task` – obsluhuje RGB kameru,
- `distance_task` – obsluhuje snímač vzdialenosti,
- `send_task` – posielala snímky na server.

Vlákná medzi sebou komunikujú pomocou notifikácií (RTOS Task Notifications), ktorými si napr. dávajú najavo, či je už vyčítaný a do zdieľanej štruktúry uložený celý snímok a tým pripravený na poslanie na server. Pri snímkoch z RGB kamery to stačí, keďže tie vyčítavame na požiadanie, ale pri termokamere to je nedostatočné, pretože snímky z nej potrebujeme kontinuálne vyčítavať na udržanie synchronizácie. Preto je štruktúra obsahujúca snímky z kamery ošetrená ešte o mutex, aby nedochádzalo k simultánnemu prístupu do štruktúry vláknami `lepton_task` a `send_task`. Kvôli zamedzeniu stávania sa tohto prípadu je použitý ping-pong buffer s 2 štruktúrami snímky, kde každé z vlákien vyčítava / zapisuje snímky do rozdielnej štruktúry ako to druhé vlákno. Použitím ping-pong buffra sa vlákna zbytočne navzájom nebrzdia.

Ultrasonický snímač vzdialenosti pracuje na princípe počítania času odrazu zvukovej vlny od objektu. V praktickej realizácii to znamená, že zapnutím vstupu snímača vygenerujem impulz, výstup zo snímača sa mi nastaví na 1 a spadne na 0 vtedy, keď sa do snímača vráti odrazená vlna. Čo v podstate počítam, je dĺžka výstupného impulzu zo snímača. Robím to v prerušení od GPIO pinu, kedy si pri logickej 1 ukladám aktuálny čas a v logickej 0 ho používam na odrávanie od nového aktuálneho času. Jednoduchšie je si to predstaviť, že zapínam a vypínam časovač. Na výpočet vzdialenosti potom používam základný jednoduchý vzorec:

$$s = (v * t) / 2 \tag{5.1}$$

kde mnou odmeraný čas t vynásobím rýchlosťou zvuku v (343 m/s) a vydelením dvoma dostávam výslednú vzdialenosť.

5.2 Fungovanie čierneho telesa

Čierne teleso obsahuje ako hlavnú časť mikroprocesor ESP8266. I u neho sa naskytajú podobné možnosti vývoja programu ako u ESP32. K prístupu ku knižniciam FreeRTOS je k dispozícii framework ESP8266 RTOS Software Development Kit⁸. Podľa popisu nieje dostatočne aktualizovaný a ani som nepotreboval prístup k týmto knižniciam, čiže som si preto vybral Arduino framework pre ESP8266⁹. Ako u kamerového systému, aj v tomto prípade som na vývoj programu používal prostredie PlatformIO.

Je použitých niekoľko externých knižníc, ktoré sa pri kompilácii automaticky stiahnu. Sú definované v konfiguračnom súbore `platformio.ini`, Tu je ich zoznam:

- Adafruit BusIO¹⁰ – abstraktná vrstva k prístupu k I2C a SPI zberniciam,
- Adafruit SSD1306¹¹ – ovládanie OLED displeja,
- Adafruit GFX Library¹² – grafické primitíva pre displej,
- Adafruit HTU21DF Library¹³ – vonkajší teplotný a vlhkosťný senzor,
- MillaMilla DS7505 Library¹⁴ – vnútorný teplotný senzor.

Samotný program je v zdrojovom súbore `main.cpp`. Vo funkcii `setup()` sa vykonávajú potrebné nastavenia komponentov, mimo iné je Wifi inicializované ako klient so statickou konfiguráciou IP adresy. Z knižnice `Ticker` je inicializovaný časovač operačného systému, po ktorého uplynutí (každú milisekundu) je volaná funkcia, v ktorej inkrementujem moje pomocné časovače. Dalo by sa miesto toho použiť hardvérové prerušenie, ktoré sa dá plánovať s presnosťou na mikrosekundy, no v mojom prípade taká presnosť nieje potrebná. Rozdielne časovače používam na prepočet PWM, na prekreslenie displeja a na odoslanie dát na server. V hlavnej programovej slučke potom kontrolujem ich stav a pri prekročení určitého času vykonávam dané funkcie.

Peltierov článok a ventilátor sú ovládané pomocou PWM a regulované pomocou PID regulátora. ESP8266 vie generovať PWM signál na IO pinoch pomocou 10-bitového PWM generátora. V programe to realizujem funkciou `analogWrite(PIN, VALUE)`, kde ako `VALUE` vieme nastaviť hodnotu 0 (strieda 0%, vždy vypnutý) až 1023 (strieda 100%, vždy zapnutý). Výpočet tejto hodnoty robím vo funkcii `calcPWM()`, v ktorej pomocou PID vypočítavam regulačný zásah a ten potom pripočítam k aktuálnej PWM hodnote. Pri kladnej PWM hodnote zapínam článok a vypínam ventilátor, naopak pri zápornej článok vypínam a zapínam ventilátor. Samotný regulačný zásah vypočítavam vo funkcii `calcPID()`, ktorá používa veľmi zjednodušený PID algoritmus doplnený o časovú konštantu T , prevzatý z priemyselného použitia, bez dohľadateľného online zdroja. Ten berie do úvahy aktuálnu aj predchádzajúcu odchýlku od žiadanej teploty, z ktorých si vypočítava proporcionálnu, integračnú a derivačnú odpoveď nasledovne:

$$\begin{aligned}P_{response} &= P * fault \\I_{response} &= I * (fault + prevFault) \\D_{response} &= D * (fault - prevFault)\end{aligned}\tag{5.2}$$

⁸https://github.com/espressif/ESP8266_RTOS_SDK

⁹<https://github.com/esp8266/Arduino>

¹⁰https://github.com/adafruit/Adafruit_BusIO

¹¹https://github.com/adafruit/Adafruit_SSD1306

¹²<https://github.com/adafruit/Adafruit-GFX-Library>

¹³https://github.com/adafruit/Adafruit-HTU21DF_Library

¹⁴https://github.com/hedrickbt/MillaMilla_DS7505_Library

kde P , I , D sú mnou zistené konštanty, $fault$ je aktuálna odchýlka a $prevFault$ predchádzajúca odchýlka. Následne zoberiem súčet vypočítaných odpovedí a ten ešte upravím vydelením konštantou. Aby som nedostával skokovo neprimerane veľké hodnoty, výsledný regulačný zásah ešte upravujem, aby sa dostal do mnou definovaného rozsahu. Časová konštanta T v použitom algoritme slúži na to, že samotný výpočet PID zásahu a úpravu PWM hodnoty robím až po uplynutí pevne stanoveného času T , ktorý som si nadefinoval na 4,5 s. Samotný OLED displej, na ktorý zápis textových hodnôt používam štandardnú knižnicu `k-nemu` určenú, a obnovuje každých 0,5 s. Každú sekundu je z čierneho telesa na server posielaný HTTP GET dotaz, kde súčasťou dotazovacieho reťazca (query string) sú všetky aktuálne dáta ako teploty čierneho telesa a okolia, vlhkosť a žiadaná teplota. Ako odpoveď na dotaz prichádza zo servera aktuálna žiadaná hodnota, ktorá sa týmto spôsobom aktualizuje na čiernom telese.

5.3 Webový server a užívateľské rozhranie

Webový server prijíma dáta z oboch zariadení, ktoré potom zobrazuje vo webovom užívateľskom rozhraní. Cez neho je možné konfigurovať nielen samotný server, ale ten posiela určité nastavenia aj priamo do zariadení. V čiernom telese je nastaviteľná jeho žiadaná teplota a v termokamere je možné meniť jej emisivitu. Samotný kód nadväzuje na ten vytvorený v bakalárskej práci, kde sa ale jednalo len o jednoduché prijímanie snímok z kamier a zobrazovanie v prehliadači. Je napísaný v Javascripte v prostredí Node.js¹⁵. Server beží na 2 portoch, kde TCP port 8043 slúži na príjem obrazových dát a HTTP port 3000 na príjem nastavení z kamier a obsluhu webových klientov. Pred prijatím každého snímku je najprv prijatý HTTP dotaz informujúci o tom, o snímok z ktorej kamery sa jedná.

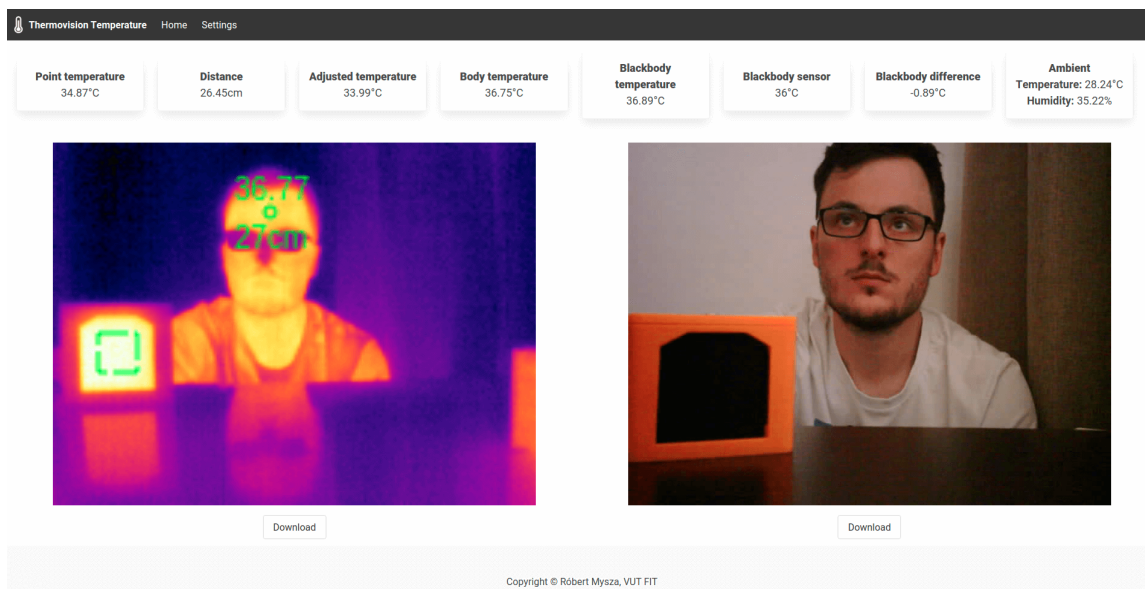
Po pripojení na HTTP port 3000 pomocou webového prehliadača sa zobrazí užívateľské rozhranie ako na obrázku , v ktorom sú v hornej časti zobrazené tieto údaje:

- Point temperature – surová nekorigovaná teplota bodu,
- Distance – vzdialenosť bodu od kamery,
- Adjusted temperature – teplota bodu korigovaná voči čiernemu telesu,
- Body temperature – korigovaná teplota upravená na meranie teploty tela,
- Blackbody temperature – teplota čierneho telesa meraná z kamery,
- Blackbody sensor – aktuálna teplota meraná priamo v čiernom telese,
- Blackbody difference – rozdiel dvoch predošlých teplôt čierneho telesa,
- Ambient Temperature/Humidity – teplota a vlhkosť okolitého vzduchu.

Nekorigovanú teplotu bodu a teplotu čierneho telesa si zisťujem priamo z prijatých termosnímkov. Termosnímkov sú prijaté v surovom formáte ako 2 bajtové celočíselné hodnoty jednotlivých pixelov, ktoré predstavujú teplotu v jednotkách Fahrenheit s presnosťou na 2 desatinné miesta. Teplotu v °C si zistím pomocou jednoduchého prevodu hodnoty pixelu *raw*:

$$T = raw / 100 - 273,15 \quad (5.3)$$

¹⁵<https://nodejs.org/>

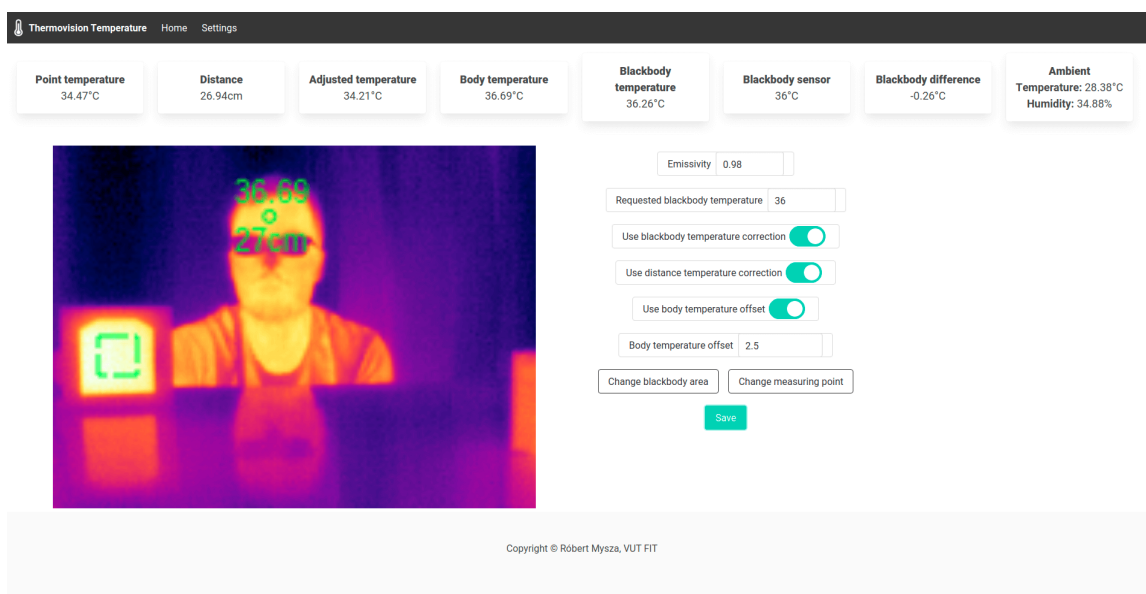


Obr. 5.1: Webové užívateľské rozhranie; hlavná obrazovka

Takto si vyrobím celú teplotnú mapu, s ktorou môžem pracovať. Teplotu bodu si vypočítam na vyznačenom mieste spriemerovaním 9 okolitých pixelov. Teplota čierneho telesa je vypočítaná spriemerovaním všetkých pixelov vo vyznačenej obdĺžnikovej oblasti v obraze. Zo samotného čierneho telesa dostávam vo forme HTTP dotazu jeho aktuálnu teplotu a taktiež teplotu a vlhkosť vzduchu. Rozdiel aktuálnej a termokamerou odmeranej teploty čierneho telesa pripočítam ku teplote bodu a dostávam korigovanú teplotu bodu.

Týmto popísaným spôsobom sa viem dostať ku teplote povrchu, ktorý merám. V prípade, ak chcem konkrétne merať teplotu povrchu ľudského tela, zaujímať nás bude hlavne údaj o teplote ľudského tela, na ktorý sme bežne zvyknutý z medicínskeho pohľadu. Teplota povrchu a tela by sa mali v bežných podmienkach meniť rovnakým spôsobom, samozrejme odhliadnuc od rôznych extrémov prostredia a anomálií samotného meraného subjektu, ktorý mohol predtým absolvovať športovú aktivitu alebo si aplikovať na kožu rôzne prípravky a podobne. Preto teplotu tela vypočítavam prirátaním konštantnej hodnoty ku odmeranej a eventuálne skorigovanej teplote. Teplotu, podľa toho, ako je nakonfigurovaná, zobrazujem spolu so vzdialenosťou priamo v obraze.

Na obrazovke s nastaveniami, ktorá je na obrázku 5.2, je možné číselnou hodnotou nastaviť emisivitu meraného povrchu (ľudská koža má typicky 0,98), žiadanú teplotu posiellanú do čierneho telesa a konštantu na prepočet teploty kože na teplotu tela. Je možné zapnúť korekciu teploty voči čiernemu telesu, zapnúť merania teploty tela a zapnúť korekciu voči vzdialenosti, ktorá berie do úvahy aktuálnu vzdialenosť, z ktorej si vypočíta teplotný vzdialenostný koeficient a aplikuje ho na meranú teplotu (podrobnejšie popísané v sekcii 6.3). Stlačením patričných tlačidiel je potom možné kurzorom myši a kliknutím v obraze určiť, kde sa nachádza meraný bod a podržaním kliku a posunom kurzora v obraze vybrať oblasť, kde je čierne teleso. Všetky nastavenia sa uložia stlačením tlačidla *Save* poslaním na server, kde sa uložia do súboru a po reštarte servera znova načítajú.



Obr. 5.2: Webové užívateľské rozhranie; obrazovka s nastaveniami

Kapitola 6

Testovanie presnosti merania teploty

Presné meranie teploty je ťažká úloha, ktorú ovplyvňuje mnoho faktorov. V mojom prípade je to o to ťažšie, že k tomu používam jeden z najlacnejších modulov termokamery, aký je na trhu bežne dostupný. V špeciálne nastavenom móde high-gain je udávaná presnosť $\pm 5^{\circ}\text{C}$, čo určite nie je dostačujúce na to, aby sme sa s tým uspokojili. Preto bolo navrhnuté riešenie obsahujúce prídavné čierne teleso so stálou teplotou, ktorú v ňom vieme v reálnom čase merať a robiť korekciu voči teplote, ktorú nám na čiernom telese ukazuje kamera. Dôležitá informácia je, na akú presnosť merania sa vieme dostať pri takomto riešení. To sa pokúsím ukázať na sérii testov, na ktorých som sa snažil zachytiť rôzne prípady prostredia. Takisto sa pokúsím toto riešenie ešte vylepšiť prepočítaním teploty vzhľadom na vzdialenosť. Teplotu okolia používam len ako porovnávací faktor, pretože voči nej by mala byť kamera Lepton korigovaná automaticky. Na čisto porovnávanie taktiež slúži vlhkosť vzduchu. Vo všetkých experimentoch vychádzam z teploty povrchov a kože, pričom telesná teplota je potom vypočítateľná v mojom prípade pripočítaním konštanty k nameranej hodnote.

6.1 Testovacie prípady

Testovacie prípady pokrývajú kombinácie viacerých faktorov, ktoré som upravoval:

- vzdialenosť objektu od kamery,
- teplota okolia,
- vlhkosť vzduchu.

Pri každej volbe faktorov som menil vzdialenosti, z ktorých bol objekt snímaný. Zvolil som 4 rôzne vzdialenosti, a to:

- 30 cm,
- 60 cm,
- 100 cm,
- 140 cm.

Z týchto kombinácií sa mi podarilo zrealizovať viaceré prípady. Takisto boli zaznamenané niektoré sprievodné prechodné javy, napr. počas zmeny teploty okolia pri ochladzovaní, alebo počas zmeny vlhkosti. Meraným bodom bola vo väčšine prípadov tvár subjektu, konkrétne oblasť čela. Subjekt bol 55 ročný muž. Pred každým testom mu bola odmeraná teplota bezkontaktným čelným infračerveným teplomerom. Každý testovací prípad prebiehal v 3 minútovom okne, pretože to je perióda automatickej korekcie termokamery FFC, počas ktorej priebehu dochádza ku skreslovaniu meraných údajov, ktoré by ale predpokladane malo byť aspoň čiastočne vyhladené vložení čierneho telesa do termovízneho systému.

Ako bezkontaktný čelný infračervený teplomer bol použitý **Famidoc FDIR-V22**¹, ktorý spĺňa normy funkčnej spôsobilosti Európskej únie a Číny týkajúce sa klinických požiadavkov merania teploty, čo mu oprávňuje byť označený certifikáciou CE 1639 a je teda certifikovaným zdravotníckym prostriedkom. Klinická opakovateľnosť merania je udávaná $\pm 0,3^{\circ}\text{C}$. Teplomer je možné používať v 2 režimoch a to na:

1. meranie telesnej teploty na čele – presnosť $\pm 0,2^{\circ}\text{C}$ v rozsahu $35^{\circ}\text{C} - 42^{\circ}\text{C}$, mimo tento rozsah $\pm 0,3^{\circ}\text{C}$,
2. meranie teploty povrchu objektov – presnosť $\pm 1^{\circ}\text{C}$ v rozsahu $15^{\circ}\text{C} - 50^{\circ}\text{C}$, mimo tento rozsah $\pm 2^{\circ}\text{C}$.

V mojom prípade som pri tomto testovaní používal práve 2. režim objektov. Bolo to z toho dôvodu, že som potreboval na začiatku overiť presnosť merania teploty na povrchu tela, na koži, na čo tento režim poslúži. Telesná teplota je z nej potom pravdepodobne prerátavaná pomocou medicínskych tabuliek, ktoré nie sú verejne k dispozícii. Tie sú prispôbené priamo na konkrétny bod na tele, teda čelo, keďže každá časť tela vykazuje inú teplotu vzhľadom na teplotu telesnú.

Testovanie prebiehalo prevažne vo vnútornom priestore, v malej miestnosti (kúpeľňa) s rozmermi približne $2 \times 1,70$ metrov. Termokamera bola položená na statickom mieste, takisto aj čierne teleso, ktoré bolo umiestnené na stojane tak, aby bolo viditeľné v zábere termokamery, vo výške čo najviac zodpovedajúcej výške, v ktorom bol meraný bod. Teplota čierneho telesa bola nastavená a udržiavaná na 36°C . Zvýšenie a zníženie teploty okolia bolo dosiahnuté s použitím ohrievača a prenosnej klimatizácie. Ohrievaním sa podarilo dostať na maximálnu teplotu 30°C . S ochladzovaním bol problém väčší kvôli nespoľahlivej klimatizácii a bola dosiahnutá najnižšia teplota len 21°C . Test s chladným (10°C) prostredím bol realizovaný vonku, v priestoroch balkóna s rozmermi $4 \times 1,20$ metrov, kde aj termokamera aj čierny bod boli umiestnené na statických stojanoch.

Zvýšenie vlhkosti bolo dosiahnuté pustením sprchy, keďže sa jednalo o kúpeľňu. Na začiatku bola na to používaná horúca voda, aby sa dosiahlo rýchleho efektu zvýšenia vlhkosti, no merania boli skreslené tým, že s vlhkosťou bola zvyšovaná aj teplota a bolo tým pádom ťažké samostatne odčleniť a zamerať sa na vplyv vlhkosti ako faktor. Z týchto experimentov bol ponechaný prípad pri dosiahnutej 100% vlhkosti v kombinácii so zvýšenou teplotou a následne boli urobené ďalšie pokusy pri pustení vlažnej vody v sprche a udržiavaní stálej teploty počas zmien vlhkosti, kedy sa ale podarilo dostať len na maximálnu vlhkosť 60%.

Ako vyzeralo umiestnenie termokamery a čierneho telesa počas experimentov je na obrázku 6.1.

¹<http://www.famidoc.com/enproductslist.asp?id=638>

6.2 Zistenia a zhodnotenie prípadov

Na zaznamenávanie počas experimentov boli z termovízneho systému vybrané tieto údaje: teplota subjektu meraná termokamerou, teplota čierneho telesa meraná termokamerou, upravená teplota subjektu voči čiernemu telesu, vzdialenosť subjektu meraná ultrasonickým senzorom, teplota čierneho telesa meraná pramo v ňom, teplota okolia a vlhkosť vzduchu. Všetky hodnoty boli zaznamenávané v 0,5 sekundovom intervale. Výsledné spriemerované namerané hodnoty je možné vidieť v tabuľke v tabuľke 6.1.

Termogramy z priebehu niektorých experimentov sú na obrázku 6.12.



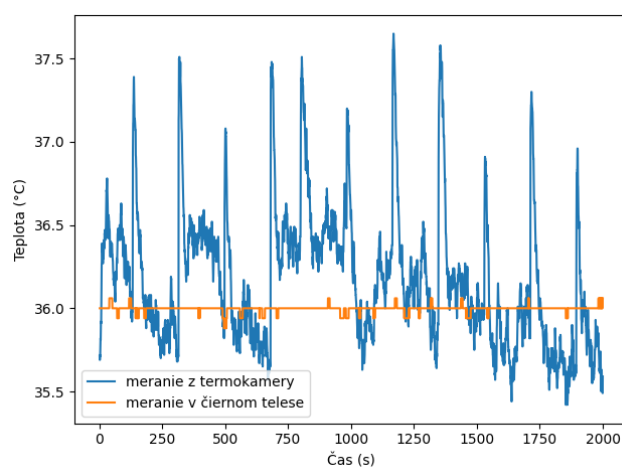
Obr. 6.1: Fotografia umiestnenia zariadení počas experimentov.

Prípad	IR teplomer	Termokamera			
		1 cm	30 cm	60 cm	100 cm
Vzdialenosť	1 cm	30 cm	60 cm	100 cm	140 cm
Izbové podmienky (24°C)	33,8	35,3	34,6	34,49	34,42
Teplo (30°C)	34,8	35,52	35,03	35,11	35,07
Mierne chladno (21°C)	33,5	35,09	34,39	34,32	34,2
Chladno vonku (10°C)	31,6	33,25	32,81	32,05	32,1
Vlhkosť vzduchu 30%	34,0	35,03	34,8	34,56	34,26
Vlhkosť vzduchu 50%	34,3	35,48	35,11	34,75	34,69
Vlhkosť vzduchu 60%	34,4	35,61	35,02	35,17	35,1
Teplo (28°C) a vlhkosť 100%	34,6	35,68	34,97	35,1	34,83

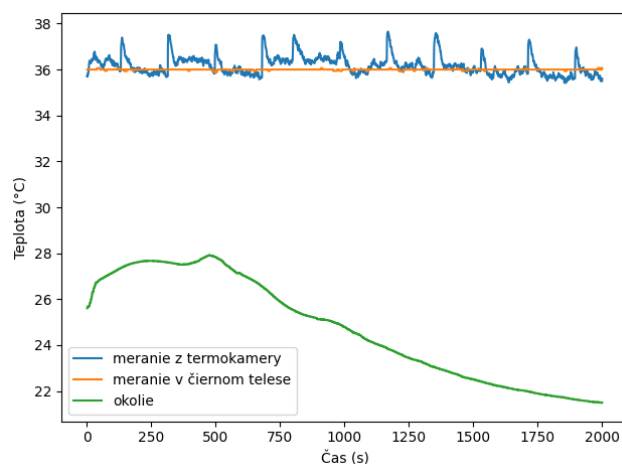
Tabuľka 6.1: Priemerné teploty v °C namerané infračerveným bezkontaktným teplomerom a termokamerou pri rôznych testovacích prípadoch.

Čierne teleso

V prvom rade sa naskytá otázka, ako veľmi spoľahlivo udržiava čierne teleso svoju teplotu. Na presnosť termovízneho systému by jeho prípadná zmena teploty mala mať minimálny vplyv, keďže jeho aktuálna teplota je meraná priamo v ňom a posielaná na server, kde prebieha korekcia vyrátaním rozdielu medzi ňou a tou odmeranou termokamerou. Myšlienka, ktorú som použil, je udržiavať teplotu čierneho telesa niekde blízko teplote povrchu ľudského tela, aby som čo najviac zvýšil presnosť merania. Preto bola zvolená teplota 36°C . Experiment s názornou ukážkou hodnôt je zameraný na zmenu okolnej teploty, konkrétne pri ochladzovaní vzduchu. Čierne teleso držalo teplotu veľmi presne, s menšími odchýlkami, ktoré predstavovali len $0,06 - 0,12^{\circ}\text{C}$, čiže približne desatinu stupňa. Pri meraní teploty čierneho telesa sa hodnota menila aj o viac ako 2°C a kolísala medzi $35,42^{\circ}\text{C}$ až $37,65^{\circ}\text{C}$ (kvôli FFC korekcii), s priemernou hodnotou $36,18^{\circ}\text{C}$. Grafy hodnôt v 2000 sekúndovom intervale je možné vidieť na obrázku 6.2.



(a)

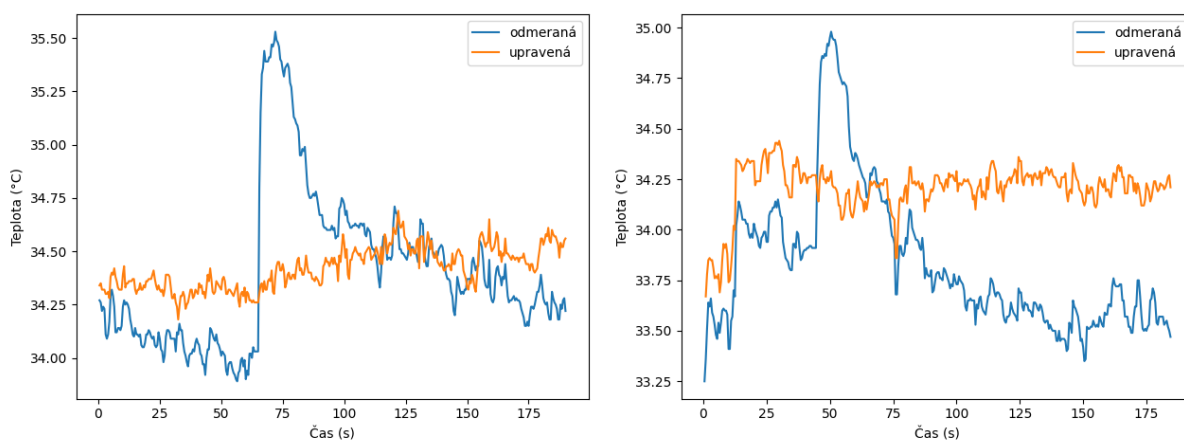


(b)

Obr. 6.2: Porovnanie merania teploty pomocou termokamery a priamo v čiernom telese počas ochladzovania okolia (a), s ukážkou zmeny teploty okolia (b).

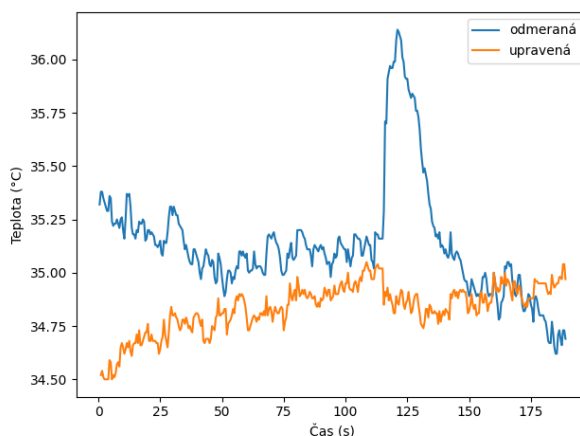
Úprava teploty voči čiernemu telesu

Ďalším krokom je zistiť, aký vplyv bude mať použitie čierneho telesa na meranie teploty pomocou termokamery. Nemá zmysel to porovnávať čisto len meraním na čiernom telese, pretože už z pointy korekcie by sme teplotu korigovali voči nemu samotnému a vyšla by nám 100% presnosť. Preto vychádzam z teploty nameranej na subjekte. Už z predošlého obrázka 6.2 je vidieť, že veľkým problémom je práve korekcia FFC, pri ktorej vznikajú nepríjemné špičky. Na obrázku 6.3 je pri vzdialenosti 140 cm a pri rôznych podmienkach vidieť, akým spôsobom sa zmenila meraná teplota použitím čierneho telesa a ako sa podarilo odstrániť spomínané špičky. Z prvotnej nameranej teploty kolísajúcej približne o 2°C som sa dostal na korigovanú hodnotu, pohybujúcu sa v rozmedzí 0,5°C, v niektorých prípadoch 0,8°C. Dlhší 20 minútový test, ktorý som robil voči stene, je na obrázku 6.4. Stena poslúžila ako plocha so stabilnou teplotou. Mierne zvyšovanie teploty, ktoré je badať, bolo spôsobené nechcennou zmenou teploty okolia. Mierne zakolísanie upravenej hodnoty počas špičiek je vidieť, no nie je také razantné ako samotné odmerané špičky.



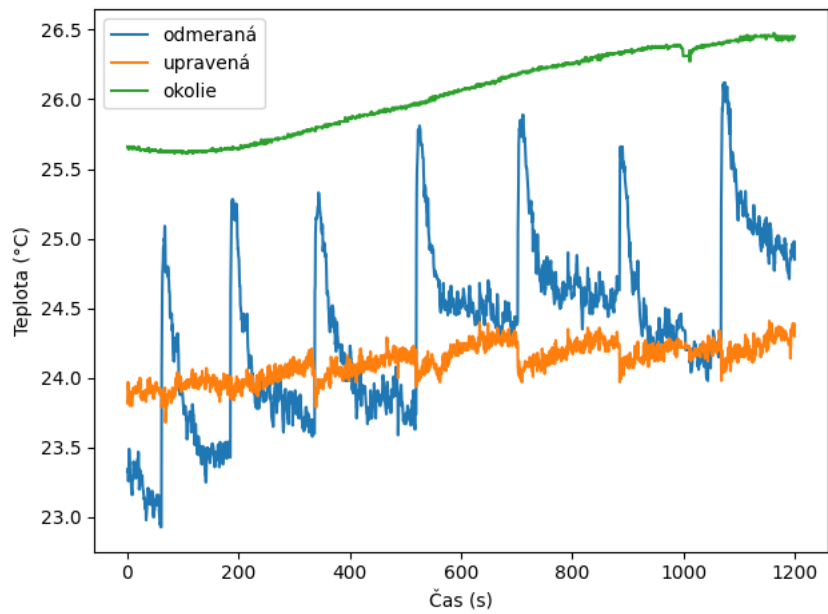
(a) Izbová teplota

(b) Mierne chladno



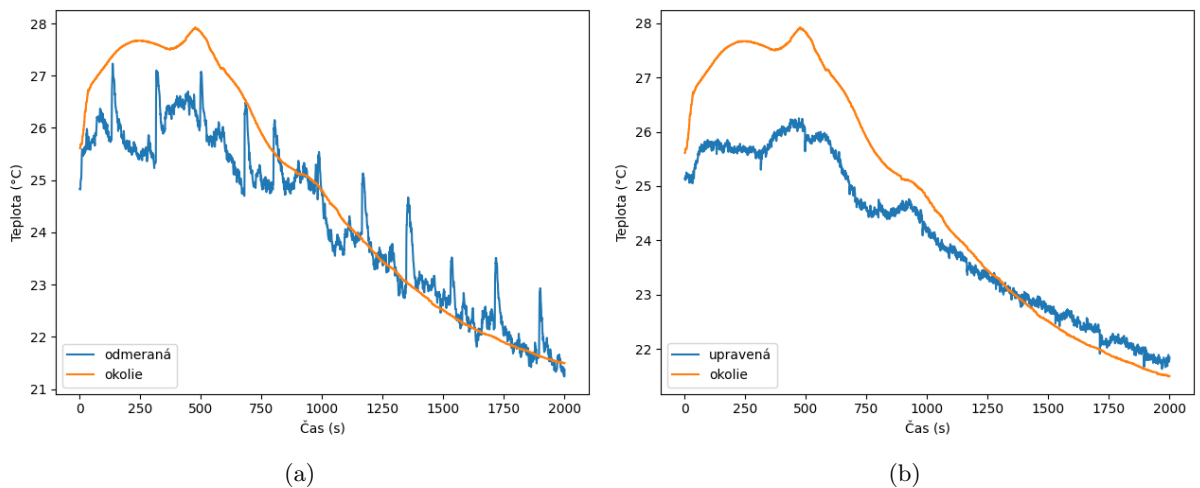
(c) 100% vlhkosť vzduchu

Obr. 6.3: Porovnanie teploty subjektu vo vzdialenosti 140 cm odmeranej z termokamery a upravenej voči čiernemu telesu.



Obr. 6.4: Porovnanie nameranej teploty z termokamery a upravenej voči čiernemu telesu.

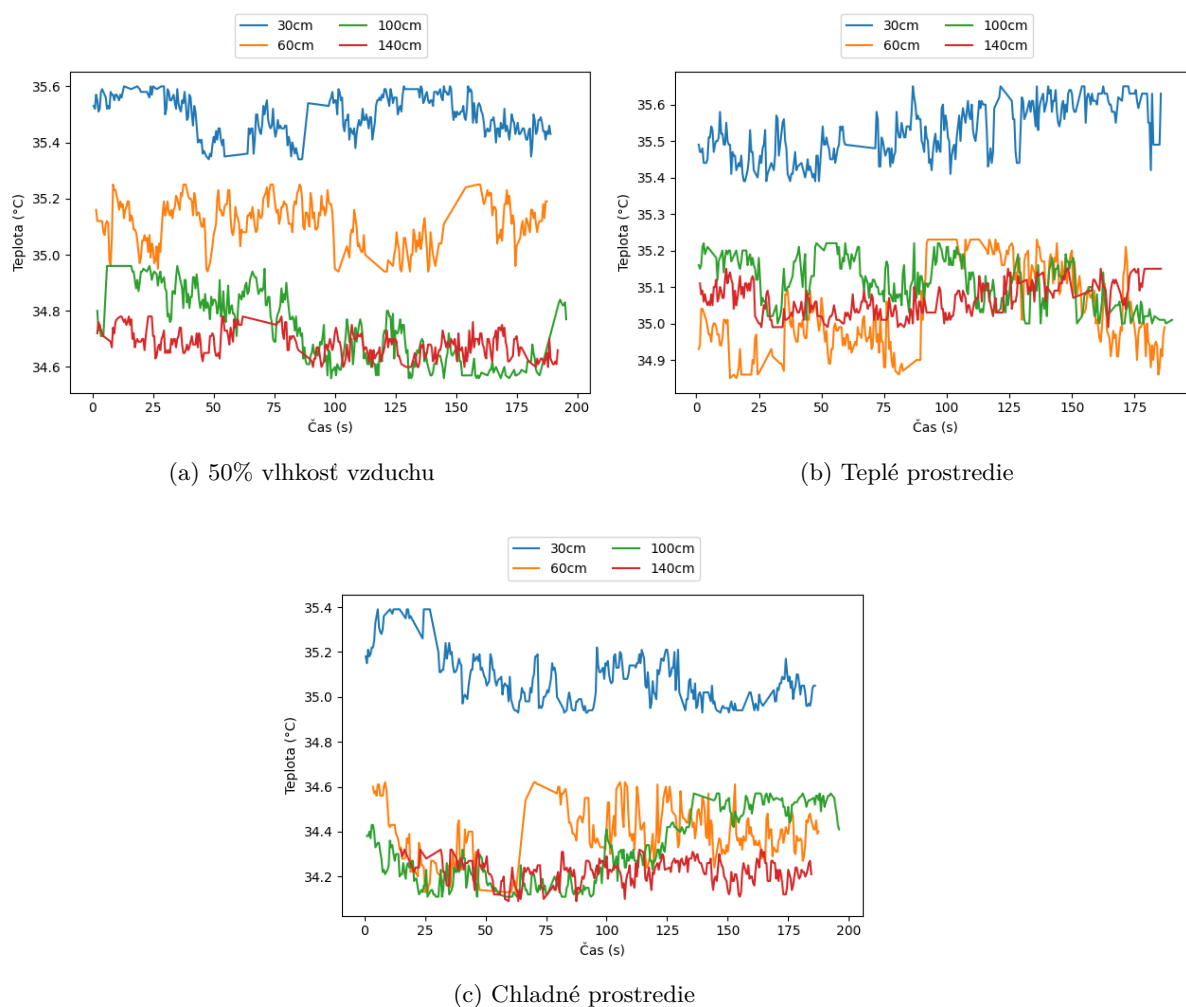
Zmenu je viditeľné badať aj na obrázku 6.5, ktorý súvisí s vyššie spomínaným experimentom pri ochladzovaní. Počas neho tiež nebola meraná teplota subjektu, ale snažil som sa zachytiť sprievodný jav ochladzovania na stabilnom objekte s rovnomerným povrchom. Preto som ako meraný bod znova využil stenu miestnosti. Na nej sa viditeľne a s podobnou závislosťou ako okolie menila jej teplota. Je možné jasne vidieť, ako sa podarilo odstrániť špičky a odchýlky meranej teploty.



Obr. 6.5: Porovnanie teploty odmeranej termokamerou (a) a upravenej voči čiernemu telesu (b) pri ochladzovaní okolia.

Vzdialenosť

Ďalším skúmaným faktorom je vzdialenosť subjektu od kamery. Pomocou experimentov som zistil, že zväčšujúcou sa vzdialenosťou subjektu od kamery klesala jeho nameraná teplota. Najviac viditeľný výsledok je na obrázku 6.6 a podaril sa pri prípade s 50% vlhkosťou vzduchu, kedy jasne vidno rozdiel medzi 30 a 60 cm vzdialenosťou. Vyššie vzdialenosti sú od týchto dvoch nižších v teplote odlišné, no rozdiel medzi samotnými 100 a 160 cm je veľmi malý. Obecne sa mi podľa experimentov potvrdilo, že najmenšia skúmaná vzdialenosť 30 cm jasne vo všetkých experimentoch ukazuje najväčšiu odlišnosť s nameranou najväčšou teplotou v porovnaní so vzdialenosťami väčšími, ktoré sú už vzájomne od seba odlišiteľné menej a rozdiel medzi 60, 100 a 120 cm je oveľa menší a miestami nejasný.



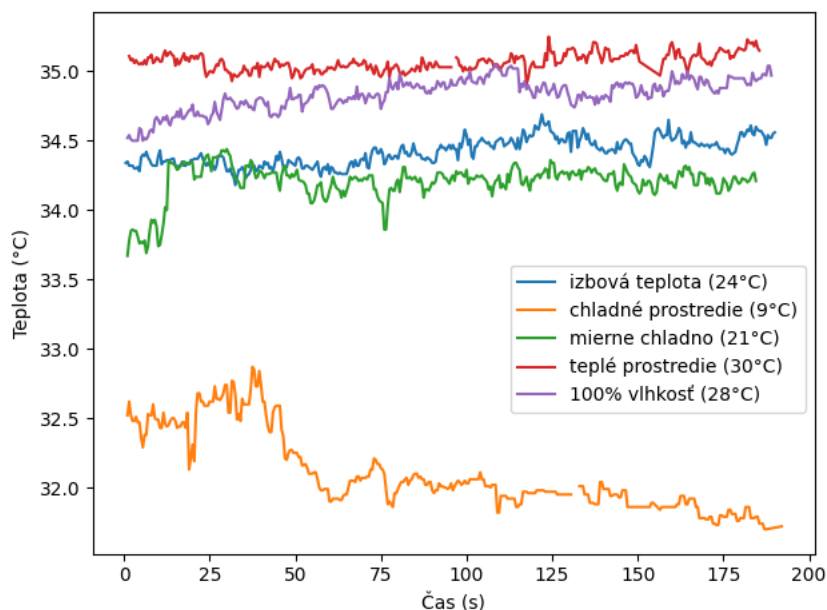
Obr. 6.6: Vplyv merania teploty v rôznych vzdialenostiach: 30, 60, 100 a 140cm.

Teplota prostredia

Spolu so vzdialenosťou je teplota prostredia veľmi podstatným vplyvom pri ovplyvňovaní meranej teploty. Nejedná sa len o samotný zohriaty vzduch, ale jeho vplyvom sa mení teplota všetkých povrchov, vrátane ľudskej kože. Zistil som, že zvyšovaním teploty prostredia sa

dvíha nameraná teplota kože, no nedostal som sa do vyšších hodnôt, ako je okolitá teplota 30°C. Pri extrémnejších teplotách treba rátať s faktom, že koža začne vylučovať viacej potu a to by mohlo nami meranú teplotu znížiť.

Poznatok, ktorý sa mi podarilo zistiť, súvisí spolu s teplotou prostredia a vzdialenosťou. Najväčšie teplotné rozdiely medzi rôznymi vzdialenosťami boli zistené pri najchladnejšom prostredí, kde bol rozdiel medzi najmenšou a najväčšou vzdialenosťou až 1,15°C, kdežto pri najteplejšom prostredí bol rozdiel najmenší a to 0,45°C. Názorne je možné zistenia vyčítať z obrázku 6.6. Takisto sa prehlboval rozdiel aj v rôznych teplotách prostredia, kde medzi najchladnejším a najteplejším prostredím je rozdiel približne 2,3°C pri 30 cm, kdežto pri 140 cm je to už rozdiel v teplote 3°C. Tento najväčší rozdiel je možné vidieť na obrázku 6.7, kde to badať najmä pri najnižšej 9°C teplote okolia, rozdielovo odčlenenej od tých pohybujúcich sa medzi 20 až 30°C.

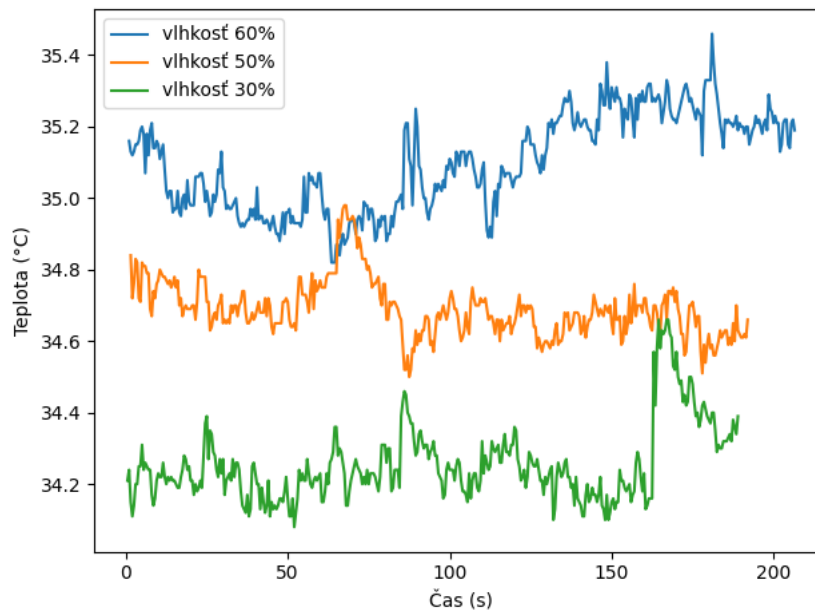


Obr. 6.7: Porovnanie teploty z termokamery pri vzdialenosti 140 cm v rôznych prípadoch prostredia.

Vlhkosť

Vlhkosť vzduchu taktiež predstavuje vplyv na meranie teploty. Na obrázku 6.8 je možné vidieť, ako pri konštantnej teplote stúpala meraná teplota pri zvyšujúcej sa vlhkosti. Medzi 30% a 60% vlhkosťou je najväčší rozdiel pri 140 cm vzdialenosti a to približne 0,9°C. Pri menších vzdialenostiach sa vplyv vlhkosti znižuje a rozdiel je v 30 cm 0,58°C.

Porovnanie so 100% vlhkosťou je odčlenené, pretože pochádza zo scenára, kedy bola vlhkosť rapídne zdvíhaná púšťaním horúcej vody, ktorá sa rýchlo odparovala do vzduchu. Zvyšovaním vlhkosti potom dochádzalo k paralelnému zvyšovaniu teploty. Tento prípad je preto porovnaný s tými, kde bola teplota okolia cielene menená. Porovnanie je na už spomenutom obrázku 6.7.



Obr. 6.8: Meranie v 140 cm vzdialenosti pri konštantnej teplote pri rôznych vlhkostiach vzduchu: 30%, 50%, 60%.

Porovnanie s bezkontaktným teplomerom

Už skôr spomenutá tabuľka 6.1 obsahuje okrem rozobratých teplôt meraných termokamerou aj tie odmerané bezkontaktným čelným infračerveným teplomerom. Ako je v nej možné vidieť, vo všetkých prípadoch bola teplota odmeraná teplomerom menšia oproti termokamere. Údaje vyčítané z teplomeru sa pohybovali medzi 31,6 až 34,8°C. Najväčšia odchýlka termokamery voči teplomeru bola zistená v chladnom prostredí (10°C) pri najmenej 30 cm vzdialenosti. Je to paradoxné, pretože z blízkej vzdialenosti by teplota mala byť najpresnejšia. Naopak, teplomeru najbližšie hodnoty boli v priemere odmeriavané v teplom prostredí (30°C) s najviac sa približujúcou hodnotou vo vzdialenosti 140 cm. Ukazuje to fakt, že celkovo sú všetky hodnoty z termokamery voči teplomeru posunuté nahor. Celkovo sa odchýlky pohybovali v rozmedzí 0,23 až 1,65°C, čiže v priemere okolo 1°C.

6.3 Závislosť teploty od vzdialenosti

Experimentmi zo subjektom som v rôznych podmienkach skúmal, akými spôsobmi sa môže meniť meraná teplota. Bližšie by som sa zameral na vzdialenosť, ktorá jednoznačne vykazuje, že predstavuje nezanedbateľný vplyv a pokúsil by som sa zistiť, akú závislosť predstavuje voči meranej teplote. Na tento účel som uskutočnil ďalší experiment. Vybral som si pri ňom objekt so stálou teplotou, ktorú som postupne meral pri rôznych vzdialenostiach od termokamery. Vzdialenosť bola odmeriavaná s presnosťou na centimeter. Ako objekt som použil kartónovú krabicu, ktorá bola bez potlače alebo viditeľných farebných a textúrnych zmien na jej povrchu, ktoré by inak mohli priniesť určité odchýlky. Celý experiment sa konal v stabilnom prostredí, pri stálej teplote aj vlhkosti. Maximálna meraná vzdialenosť bola 2 metre. Výsledky z merania sú zapísané v tabuľke 6.2. Ako je možné vidieť, zmena teploty voči vzdialenosti ukazuje určitý vzťah. Nejedná sa ale o lineárnu závislosť. Graf na-

črtnutý z hodnôt pripomína skôr logaritmickú závislosť. S touto informáciou sa dá pracovať pri následnej regresnej analýze. Jej výsledkom by malo byť nájdenie aproximačnej funkcie, ktorá bude čo najvernejšie kopírovať namerané hodnoty. Na tento účel som použil polynomiálnu regresiu², ktorá preloží zadané hodnoty určitým polynómom. Koefficienty hľadaného polynómu sa potom nájdu metódou najmenších štvorcov³ tak, aby súčet druhých mocnín odchýliek pôvodných hodnôt bol od získaného polynómu minimálny.

1 cm	3 cm	5 cm	10 cm	20 cm	30 cm	40 cm	50 cm	60 cm
28,62	27,63	26,34	25,39	24,68	24,22	24,22	24,07	24,03
70 cm	80 cm	90 cm	100 cm	120 cm	140 cm	160 cm	180 cm	200 cm
23,92	23,91	23,88	23,94	23,91	23,88	23,73	23,77	23,72

Tabuľka 6.2: Priemerné teploty v °C namerané termokamerou pri stálych podmienkach okolia v rôznych vzdialenostiach objektu.

Prvotne sa hodnoty javili tak, že by na aproximáciu mohol postačovať logaritmický polynóm 1. rádu. Ukázalo sa, že v mojom prípade bolo treba na čo najlepšie preloženie hodnôt zvoliť logaritmický polynóm 2. rádu, v tvare:

$$DT = a * (\log d)^2 + b * \log d + c \quad (6.1)$$

kde a , b a c sú koefficienty hľadaného polynómu, \log je prirodzený logaritmus a d je v mojom prípade vzdialenosť. Vypočítaním dostávam hodnotu DT , ktorá u mňa predstavuje tzv. teplotný koeficient vzdialenosti. Ten mi udáva, akým spôsobom sa bude meniť tepota vzhľadom na vzdialenosť. Mnou zistené koefficienty polynómu sú nasledovné:

- $a = 0,007133$,
- $b = -0,075851$,
- $c = 1,183119$.

Použitím nameraných teplôt v polynomiálnej regresii by som sa dostával do absolútnych teplotných hodnôt, s ktorými by potom bolo ťažké pracovať. Preto bola potrebná určitá úprava a naškáľovanie teplôt, aby som sa pohyboval v relatívnych číslach. Na to bola použitá normalizácia na hodnoty v rozmedzí 0 až 1, kde stúpajúcou hodnotou sa približujem meranej teplote a hodnota 1 by mala predstavovať reálnu teplotu objektu. Normalizáciu som zvolil jednoduchú a to v tvare:

$$T_{norm} = T / T_0 \quad (6.2)$$

kde T je nameraná teplota, T_0 teplota, voči ktorej budem normalizovať a T_{norm} výsledná normalizovaná teplota. Za T_0 by som v prvotnom riešení zvolil najvyššiu nameranú teplotu, a tou je tá nameraná z najmenšej vzdialenosti 1 centimetra. Predpoklad je, že by mala byť najpresnejšia a najbližšie realite, no ukázalo sa, že to tak nie je. Teplota opakovane meraná bezkontaktným infračerveným teplomerom v režime objektov ukazovala priemernú teplotu 24,2°C. To zodpovedalo teplote meranej termokamerou približne pri vzdialenosti

²https://en.wikipedia.org/wiki/Polynomial_regression

³https://en.wikipedia.org/wiki/Least_squares

30 centimetrov, ktorá bola 24,22°C. Preto som túto vzdialenosť bral ako referenčnú a voči nej som ostatné normalizoval. Znamená to fakt, že všetky teploty namerané pri menej ako 30 cm budú mať vzdialenostný koeficient väčší ako 1 a budú upravované na teplotu nižšiu, teploty zo vzdialenosti viac ako 30 cm budú zvyšované. Graf prvotných nameraných hodnôt je na obrázku 6.9, výsledná aproximačná krivka voči nameraným hodnotám pri normovanej teplote je na obrázku 6.10.

Samotná úprava nameraných hodnôt na zodpovedajúcu teplotu pri danej vzdialenosti teploty bude prebiehať nasledovne:

$$T_{real} = T_{measured} / DT \quad (6.3)$$

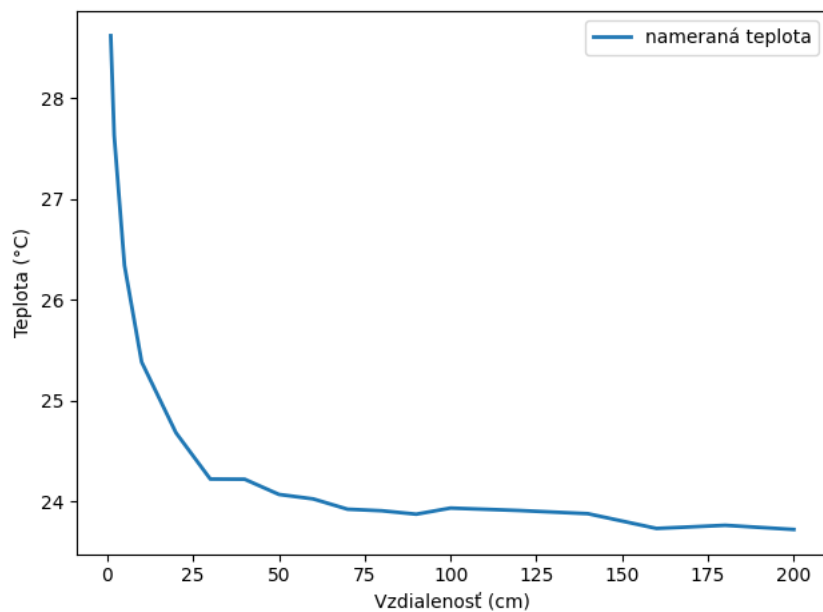
kde $T_{measured}$ je teplota nameraná termokamerou, DT teplotný vzdialenostný koeficient vypočítaný pre danú vzdialenosť. T_{real} je výsledná teplota.

Korekcia teploty zo vzdialenosti

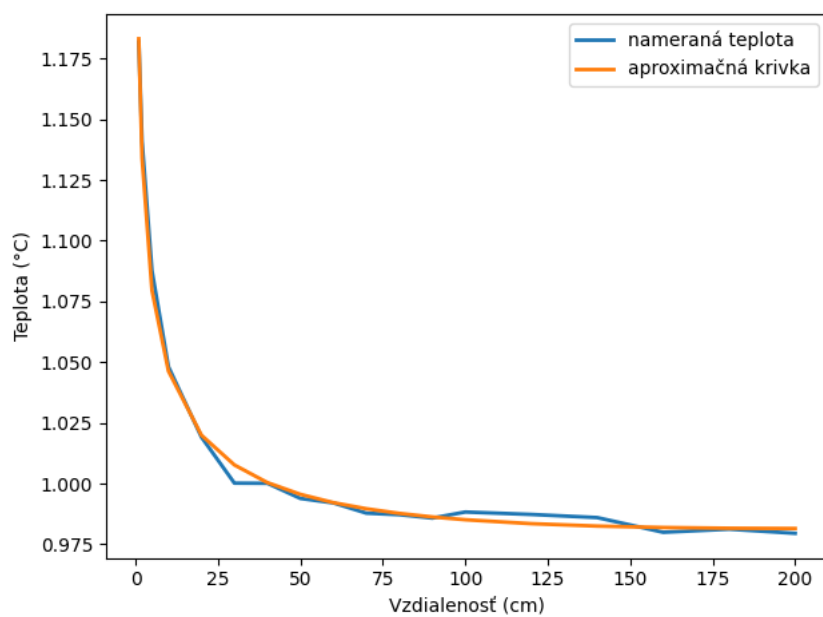
Samotnú korekciu teplotným vzdialenostným koeficientom som robil dvoma spôsobmi. Pri tom prvom som bral do úvahy fixnú vzdialenosť, ktorú som pred každým jednotlivým experimentom odmeral pomocou metra. Na druhý spôsob som použil ultrasonický senzor, ktorý je súčasťou môjho systému. V jednotlivých vzorkovacích intervalov 0,5 bola zaznamenávaná teplota spolu so vzdialenosťou a tie som potom spoločne mohol dať do súvislosti a výpočtu.

Výsledné teploty pri fixne odmeranej vzdialenosti sú v tabuľke 6.3, Tabuľka 6.4 obsahuje hodnoty odmeriavané počas daných experimentov ultrasonickým snímačom. Porovnanie korekcií a neupravených hodnôt je potom zrealizované tak, že v každom experimente, ktorý zahŕňali rôzne vzdialenosti, je vybraná najnižšia a navyššia hodnota a je z nich vypočítaný rozdiel. Vo väčšine prípadov bola najnižšia hodnota tá nameraná v najväčšej vzdialenosti a navyššia hodnota odmeraná najbližšie. Rozdiel hodnôt predstavuje akýsi rozsah, v ktorom sa teplota pohybuje. V ideálnom prípade by sme chceli dosiahnuť čo najmenší rozsah pri trvaní daného experimentu. Znamenalo by to, že zmena vzdialenosti objektu nemá vplyv na jeho meranú a upravenú teplotu. Ako je viditeľné v tabuľke 6.5, najmenšie rozsahy sú dosahované v prípade, kedy bola vzdialenosť dopredu odmeraná metrom (fixná) a voči nej potom bola upravovaná teplota. V najlepšom prípade (pri izbových podmienkach a miernom chlade) došlo k zmenšeniu rozsahu až o 80% voči neupraveným odmeraným hodnotám, v najhoršom prípade zostal rozsah rovnaký (pri 30°C teple). V priemere došlo k 52% redukcii rozsahu, v ktorom sa hodnoty pohybovali.

Pri vzdialenosti meranej senzorom sú hodnoty rozptýlené viac. Častokrát vzdialenosť ním odmeraná kolíše, mení sa aj keď objekt stojí stabilne a môže následne skreslovať daný prepočet. Zaujímavosťou je, že pri vzdialenosti 140 cm sú údaje z oboch tabuliek veľmi podobné, pretože vtedy nedochádzalo k razantným výkyvom v senzore vzdialenosti, pravdepodobne vzhľadom na obmedzenú veľkosť priestoru. V jednom prípade (mierne chladno) bola dosiahnutá skvelá redukcia rozsahu až 83%, no taktiež v jednom prípade došlo dokonca k jeho zväčšeniu (30°C teplo). Celkovo sme sa dostali na 26% zlepšenie a zredukovanie rozsahu. Grafické znázornenie, ako sa pohybovali teploty pri ich úpravách voči vzdialenosti, je na obrázku 6.11.



Obr. 6.9: Teplota objektu meraná v rôznych vzdialenostiach.



Obr. 6.10: Normovaná teplota odvodená meraniami v rôznych vzdialenostiach a aproximácia hodnôt logaritmickou funkciou.

Prípado	IR teplomer	Termokamera			
		30 cm	60 cm	100 cm	140 cm
Vzdialenosť	1 cm				
Izbové podmienky (24°C)	33,8	34,91	34,94	35,54	35,06
Teplo (30°C)	33,8	35,03	35,34	35,65	35,69
Mierne chladno (21°C)	33,5	34,69	34,7	34,79	34,84
Chladno vonku (10°C)	31,6	33,79	33,49	32,67	32,68
Vlhkosť vzduchu 30%	34,0	35,39	35,18	35,11	34,85
Vlhkosť vzduchu 50%	34,3	34,94	35,54	35,28	35,3
Vlhkosť vzduchu 60%	34,4	35,36	35,33	35,71	35,71
Teplo (28°C) a vlhkosť 100%	34,6	35,48	35,24	35,66	35,46

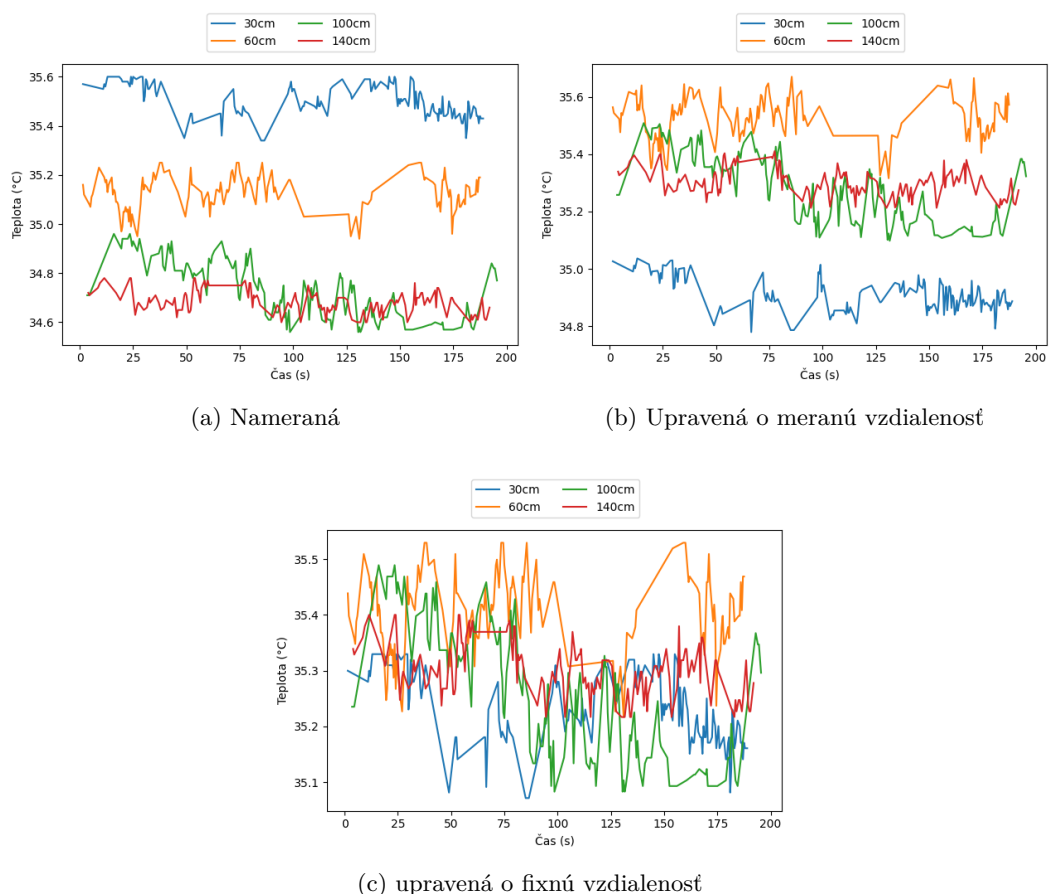
Tabuľka 6.3: Teploty z tabuľky 6.1 upravené o závislosť od vzdialenosti odmeranej metrom.

Prípado	IR teplomer	Termokamera			
		30 cm	60 cm	100 cm	140 cm
Vzdialenosť	1 cm				
Izbové podmienky (24°C)	33,8	35,02	34,88	35,55	35,06
Teplo (30°C)	34,8	35,24	35,29	35,63	35,69
Mierne chladno (21°C)	33,5	34,81	34,66	34,77	34,84
Chladno vonku (10°C)	31,6	32,95	33,16	32,59	32,69
Vlhkosť vzduchu 30%	34,0	34,7	35,09	35,1	34,85
Vlhkosť vzduchu 50%	34,3	35,26	35,43	35,26	35,3
Vlhkosť vzduchu 60%	34,4	35,3	35,26	35,7	35,72
Teplo (28°C) a vlhkosť 100%	34,6	35,48	35,21	35,64	35,46

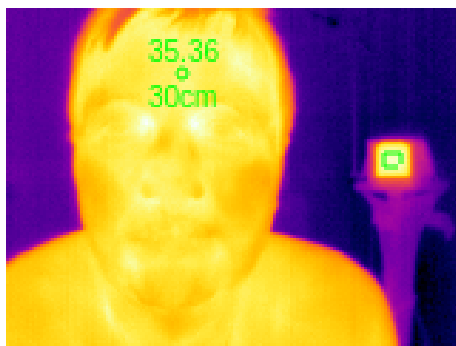
Tabuľka 6.4: Teploty z tabuľky 6.1 upravené o závislosť od vzdialenosti odmeriavanej počas experimentov ultrasonickým snímačom.

Prípado	Neupravené	Upravené voči vzdialenosti	
		Meraná vzdialenosť	Fixná vzdialenosť
Izbové podmienky (24°C)	0,88	0,63	0,18
Teplo (30°C)	0,45	0,66	0,45
Mierne chladno (21°C)	0,89	0,15	0,18
Chladno vonku (10°C)	1,20	1,12	0,57
Vlhkosť vzduchu 30%	0,77	0,54	0,25
Vlhkosť vzduchu 50%	0,79	0,60	0,17
Vlhkosť vzduchu 60%	0,51	0,35	0,44
Teplo (28°C) a vlhkosť 100%	0,85	0,42	0,43

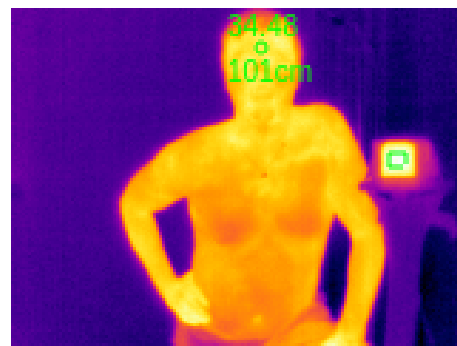
Tabuľka 6.5: Rozsah hodnôt z tabuliek 6.1, 6.3 a 6.4 medzi najvyššou a najnižšou teplotou odmeranou pri rôznych vzdialenostiach v danom experimente; fixná vzdialenosť bola zistená pred každým experimentom metrom, pri meranej je myslené použitie hodnoty zo senzora vzdialenosti na prepočet.



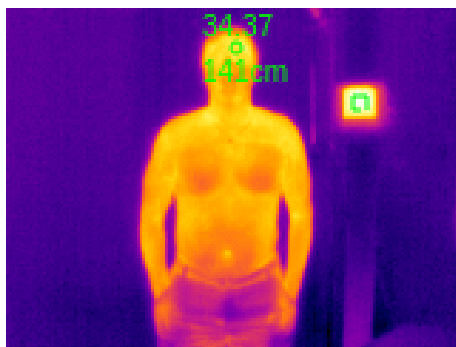
Obr. 6.11: Porovnanie nameranej teploty s teplotami prepočítanými na vzdialenosť; 50% vlhkosť vzduchu.



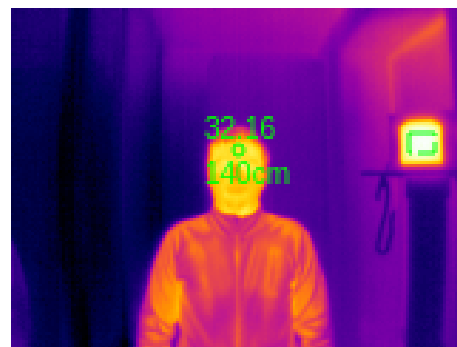
(a) Vzdialenosť 30 cm, interiér



(b) Vzdialenosť 100 cm, interiér



(c) Vzdialenosť 140 cm, interiér



(d) Vzdialenosť 140 cm, exteriér

Obr. 6.12: Termogramy z priebehu experimentov merania teploty subjektu.

Kapitola 7

Záver

V diplomovej práci som sa venoval princípom spojeným s meraním teploty a rôznym spôsobom, akými sa dá merať. Zameral som sa na teplotu ľudského tela, od čoho sa odvíja a aké rôzne faktory ju môžu ovplyvňovať. Následne som preskúmal princípy súvisiace s fungovaním termokamier a bližšie rozobral napr. princíp absolútne čierneho telesa, ktoré je spojené s kalibráciou a presným meraním teploty pomocou termokamery. Spomenul som aj pojem emisivity, ktorý je veľmi dôležitý pri termokamerách a pozrel som sa na rôzne parametre, ktoré môžu mať vplyv na jej hodnotu priamo súvisiacu s vyžarovacou schopnosťou materiálov a tým ovplyvňujúcu meranie teploty. Dostal som sa k tomu, ako fungujú moderné termokamery a aké rôzne typy detektorov termálneho žiarenia môžu obsahovať. Pri termokamerách som rozobral, akým spôsobom sa pomocou nich meria teplota a aké všetky faktory majú vplyv na jej presnosť. Hlavným výsledkom práce je návrh termovízneho systému na meranie teploty pomocou termokamery a čierneho telesa. Výstupom je zariadenie, ktoré obsahuje termokameru, digitálnu RGB kameru a ultrasonický snímač vzdialenosti. Termokamerou odmeraná teplota je potom korigovaná voči vzdialenosti snímaného subjektu od kamery. Ďalšia korekcia teploty prebieha pomocou čierneho telesa, ktoré je samostatným zariadením umiestnením v zábere termokamery. Je meraná teplota jeho vyžarovacej plochy a to teplomerom v jeho vnútri. Z tejto teploty a tej odmeranej termokamerou je vypočítaná teplotná korekcia, o ktorú môžeme ešte viac spresniť meranie teploty subjektu v našom systéme. Vyhotovené snímky a namerané teploty sú posielané na webový server v spoločnej Wi-Fi sieti, na ktorom si potom získané obrazové a rádiometrické dáta môžeme zobrazíť vo webovom užívateľskom rozhraní. Cez užívateľské rozhranie môžeme taktiež meniť nastavenia systému, z ktorých sú niektoré priamo menené na zariadeniach.

Termovízny systém bol otestovaný v reálnych podmienkach, ktoré môžu vplývať na presnosť merania teploty a namerané hodnoty boli porovnané voči lekárskeму bezkontaktnému infračervenému teplomeru. Voči nemu bola zistená presnosť merania pri korekcii pomocou čierneho telesa približne $\pm 1,65^{\circ}\text{C}$, s priemernou odchýlkou približne 1°C voči teplote nameranej teplomerom. Problémom pri meraní predstavuje fakt, že čierne teleso a ľudská pokožka majú rozdielnu emisivitu, ktorú priamo nastavujem do kamery. To môže vytvárať nepresnosti pri korekcii. Použitím korekcie voči vzdialenosti zostala presnosť veľmi podobná, no teplota objektu sa pri iných vzdialenostiach pohybuje v užších medziach. Faktom je, že som sa pri všetkých mnou nasimulovaných podmienkach dostal na presnosť do $\pm 2^{\circ}\text{C}$, čo z medicínskeho pohľadu nie je vhodná hodnota, no jedná sa aj tak o zlepšenie oproti dokumentáciou udávanej presnosti termokamery, ktorá je $\pm 5^{\circ}\text{C}$. V reálnych podmienkach na použitie systému ako zdravotníckej pomôcky pri zisťovaní vysokej teploty pokladám túto presnosť za nie úplne dostačujúcu. Systém by ale mohol byť použitý ako doplnok, kedy

by po vyhodnotení možnej vysokej teploty došlo ešte k následnému premeraniu presným teplomerom.

Experimentmi bolo zistené, že najzásadnejší vplyv na meranú hodnotu malo veľmi chladné prostredie, kedy aj pri termokamere aj lekárskom infračervenom teplomere klesla nameraná teplota o 2°C oproti bežným podmienkam. Je to spôsobené ochladením pokožky tela. Pri nízkych teplotách bol najviac umocnený vplyv vzdialenosti na meranú teplotu, kedy sme zmenou vzdialenosti mohli odmerať inú aj o 1°C. Bolo ukázané, že nameraná teplota klesá zvyšovaním vzdialenosti, znižovaním teploty okolia alebo znižovaním vlhkosti vzduchu. Pri teplejšom prostredí boli pozorované menšie teplotné výkyvy vzhľadom na vzdialenosť a celkovo vyššia nameraná teplota, ktorá bola v tomto prípade najbližšie teplote z teplomera. To ale môže byť spôsobené tým, že celkovo existuje určitý posun teploty pri meraní danou termokamerou a teplomerom.

Na základe experimentov som overil logaritmickú závislosť teploty od vzdialenosti, ktorú som potom vyjadril logaritmickým polynómom 2. rádu a implementoval ako korekciu teploty do môjho systému. Výsledky to prinieslo také, že hodnota zmenou vzdialenosti kolíše o 52% menej pri použití tejto korekcie. Je to v prípade, že vzdialenosť si fixne nastavíme. Pri jej priamom meraní senzorom počas experimentov došlo len k priemernej 26% redukcii rozmedzia kolísania hodnôt, čo je spôsobené nepresnosťou merania samotného senzoru, ktorá vzniká nechcennými odrazmi z nerovného povrchu alebo pohybmi subjektu.

Pri používaní systému na meranie teploty ľudského tela doporučujem používať ustálené podmienky, so stálou teplotou prostredia, napr. okolo 24°C alebo radšej mierne vyššou ako používať teplotu veľmi nízku. Takisto stabilizovať vlhkosť vzduchu, najlepšie hodnoty boli namerané pri 30% vlhkosti. Vzdialenosť subjektu od kamery doporučujem približne 10 cm, alebo maximálne do 30 cm, pri vyšších sa nameraná teplota znižuje. Ideálne by sa mal na chvíľu nehybne postaviť do záberu. Treba sa vyhnúť reflektnému pozadiu akými je sklo alebo rôzne leštené povrchy, ktoré môžu odrážať žiarenie. Takisto sa treba vyhnúť priamemu slnku alebo rôznym žiaričom tepla v miestnosti. Meraný subjekt by nemal byť bezprostredne po športovej aktivite a mal by sa vyhnúť používaniu pleťovej kozmetiky. Oblasť jeho čela musí byť pri meraní okdrytá a jasne viditeľná. Pri použití čierneho telesa na korekciu je potrebné počkať približne 3 minúty po zapnutí napájania, kým sa ustáli jeho teplota.

Literatúra

- [1] *FLIR Lepton® Engineering Datasheet*. FLIR Systems, jún 2018. Document Number: 500-0659-00-09 Rev: 204.
- [2] *Software Interface Description Document (IDD)*. FLIR Systems, jún 2018. Document number: 110-0144-04 Rev 303.
- [3] ANDREWS, D. L. *Electromagnetic Radiation*. In: LINDON, J. C., TRANTER, G. E. a KOPPENAAL, D. W., ed. *Encyclopedia of Spectroscopy and Spectrometry (Third Edition)*. Academic Press, 2017, s. 427 – 431. DOI: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-409547-2.11153-9>. ISBN 978-0-12-803224-4. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780124095472111539>.
- [4] BAR-COHEN, A.. *Encyclopedia of Thermal Packaging (Set 1) Thermal Packaging Techniques, Volumes 1-6*. World Scientific, 2013. 4–5 s. ISBN 978-981-4313-80-3.
- [5] BEJAN, A., KRAUS, A. *Heat Transfer Handbook*. John Wiley & Sons, 2003. 1 s. ISBN 978-0-471-39015-2. Dostupné z: <https://app.knovel.com/hotlink/khtml/id:kt003I76S1/heat-transfer-handbook/conduction-one-dimensional>.
- [6] BEKER, B., CAMILA, C., DE, V. a MUSSO, C. *Human Physiology in Extreme Heat and Cold. International Archives of Clinical Physiology*. December 2018, zv. 1. DOI: 10.23937/iacph-2017/1710001.
- [7] BYRNES, J. *Unexploded Ordnance Detection and Mitigation*. Springer, 2009. 21–22 s. ISBN 978-1-4020-9253-4.
- [8] CLEVELAND, C. *Encyclopedia of Energy, Volumes 1 - 6*. Elsevier, 2004. 45 - 47 s. ISBN 978-0-12-176480-7.
- [9] DAGDANPUREV, S., SUN, G., CHOIMAA, L., ABE, S., MATSUI, T. *Clinical Application of Multiple Vital Signs-Based Infection Screening System in a Mongolian Hospital: Optimization of Facial Temperature Measurement by Thermography at Various Ambient Temperature Conditions Using Linear Regression Analysis*. In: *2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. 2018, s. 5313 – 5316. DOI: 10.1109/EMBC.2018.8513513.
- [10] DEL BENE V.E. *Clinical Methods: The History, Physical, and Laboratory Examinations. 3rd edition*. Boston: Butterworths House, 1990. 990 s. ISBN 978-0409900774. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK331>.

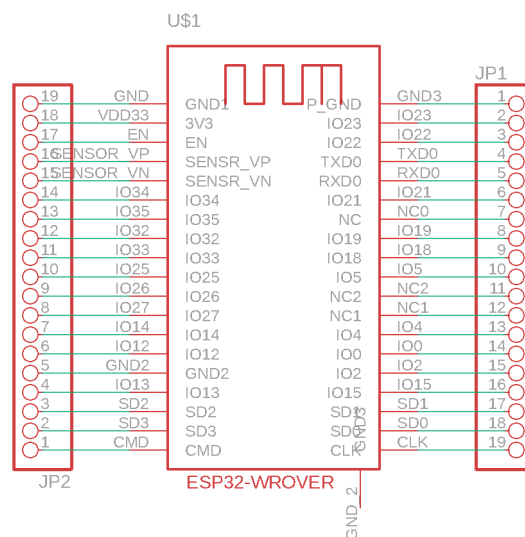
- [11] EL-SABA, M.. *Transport of Information-Carriers in Semiconductors and Nanodevices*. IGI Global, 2017. 47 s. ISBN 978-1-5225-2312-3.
- [12] FERNÁNDEZ CUEVAS, I., BOUZAS MARINS, J. C., ARNÁIZ LASTRAS, J., GÓMEZ CARMONA, P. M., PIÑONOSA CANO, S. et al. *Classification of factors influencing the use of infrared thermography in humans: A review*. *Infrared Physics & Technology*. 2015, zv. 71, s. 28 – 55. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.infrared.2015.02.007>. ISSN 1350-4495.
- [13] GADE, R., MOESLUND, T.B. *Thermal cameras and applications: a survey*. *Machine Vision and Applications*. Academic Press. 2014, zv. 25, č. 1, s. 245 – 262. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00138-013-0570-5>.
- [14] HOWELS, E.B. *Measuring temperature*. *Anaesthesia & Intensive Care Medicine*. Academic Press. 2015, zv. 16, č. 7, s. 358 – 362. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.mpaic.2015.04.011>. ISSN 1472-0299.
- [15] IBRAHIM, D. *Designing Embedded Systems with 32-Bit PIC Microcontrollers and MikroC*. Newnes, 2014. 359–442 s. ISBN 978-0-08-097786-7.
- [16] JULIO, D. Danjulio/firecam: First release for Zenodo. *Zenodo*. júl 2020. DOI: 10.5281/zenodo.3935906. Dostupné z: <https://zenodo.org/record/3935906#.YKTyV3UzZhE>.
- [17] LAVENUTA, G. *Negative Temperature Coefficient Thermistors Part I: Characteristics, Materials, and Configurations*. [Online; navštívené 3.1.2021]. Dostupné z: <https://www.fierceelectronics.com/embedded/negative-temperature-coefficient-thermistors-part-i-characteristics-materials-and>.
- [18] MASSOUD, M. *Engineering thermofluids: Thermodynamics, fluid mechanics, and heat transfer*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2005. 568 - 573 s. ISBN 978-3540222927.
- [19] MINKINA, W. a KLECHA, D. Atmospheric transmission coefficient modelling in the infrared for thermovision measurements. *Journal of Sensors and Sensor Systems*. Január 2016, zv. 5, s. 18. DOI: 10.5194/jsss-5-17-2016.
- [20] MYSZA, R. *Inteligentní termokamera s detekci narušitele*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta informačních technologií, 2018. Vedoucí diplomové práce Ing. Tomáš Goldmann. Dostupné z: <https://www.fit.vut.cz/study/thesis-file/21114/21114.pdf>.
- [21] NATIONAL INSTRUMENTS. *PID Theory Explained*. Marec 2020. [Online; navštívené 15.5.2021]. Dostupné z: <http://www.flir.eu/science/display/?id=65982>.
- [22] NATIONAL RESEARCH COUNCIL. *Seeing Photons: Progress and Limits of Visible and Infrared Sensor Arrays*. Washington, DC: The National Academies Press, 2010. 12 s. ISBN 978-0-309-15304-1.
- [23] NAWROCKI, W. *Measurement Systems and Sensors (2nd Edition)*. Artech House, 2016. 45-47 s. ISBN 978-1-60807-932-2.

- [24] OPTRIS GMBH. *BASIC PRINCIPLES of non-contact temperature measurement*. [Online; navštívené 12.1.2021]. Dostupné z: https://www.optris.fr/tl_files/pdf/Downloads/Zubehoer/IR-Basics.pdf.
- [25] PAREEK, S., SHARMA, R., MAHESHWARI, R. *Temperature analysis of switch for changing loads using infrared thermography*. In: *2017 8th International Conference on Computing, Communication and Networking Technologies (ICCCNT)*. 2017, s. 1 – 6. DOI: 10.1109/ICCCNT.2017.8204098.
- [26] QUINN, T.J. *Temperature (Second Edition)*. Academic Press, 1990. 1 - 23 s. ISBN 978-0-12-569681-4.
- [27] RHET, A. *Temperature Is Not What You Think It Is*. [Online; navštívené 2.1.2021]. Dostupné z: <https://www.wired.com/story/temperature-is-not-what-you-think-it-is/>.
- [28] RIESLAND, D., NUGENT, P., SETH, P., SETH, L. a SHAW, J. Radiometric calibration of an ultra-compact microbolometer thermal imaging module. In: *Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering*. Máj 2017, s. 1 – 7. DOI: 10.1117/12.2262956.
- [29] ROGALSKI, A. *Infrared detectors: an overview*. *Infrared Physics & Technology*. 2002, zv. 43, č. 3, s. 187 – 210. DOI: [https://doi.org/10.1016/S1350-4495\(02\)00140-8](https://doi.org/10.1016/S1350-4495(02)00140-8). ISSN 1350-4495.
- [30] SCHACHT, R., GERNER, C., NOWAK, T., MAY, D., WUNDERLE, B. et al. *Design and development of a miniaturized black body device for in-situ IR-camera calibration*. In: *2010 12th IEEE Intersociety Conference on Thermal and Thermomechanical Phenomena in Electronic Systems*. 2010, s. 1 – 6. DOI: 10.1109/ITHERM.2010.5501265.
- [31] SCHASCHKE, C. *Dictionary of Chemical Engineering*. Oxford University Press, 2014. 59 s. ISBN 978-0-19-965145-0.
- [32] SUGIURA, R., NOGUCHI, N. a ISHII, K. Correction of Low-altitude Thermal Images applied to estimating Soil Water Status. *Biosystems Engineering*. Január 2007, zv. 96, č. 3, s. 304–308. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.biosystemseng.2006.11.006>. ISSN 1537-5110.
- [33] TANDA, G. *Total body skin temperature of runners during treadmill exercise*. *Journal of Thermal Analysis and Calorimetry*. 2018, zv. 131, č. 2, s. 1967 – 1977. DOI: <https://doi.org/10.1007/s10973-017-6634-4>. ISSN 1588-2926.
- [34] TRAN, Q. H., HAN, D., KANG, C., HALDAR, A. a HUH, J. Effects of Ambient Temperature and Relative Humidity on Subsurface Defect Detection in Concrete Structures by Active Thermal Imaging. *Sensors*. Júl 2017, zv. 17, s. 3 – 5. DOI: 10.3390/s17081718. ISSN 1424-8220.
- [35] UCSB SCIENCELINE. *Why does aluminum foil not get hot when it is in a hot oven?* [Online; navštívené 17.11.2020]. Dostupné z: <http://scienceline.ucsb.edu/getkey.php?key=703>.

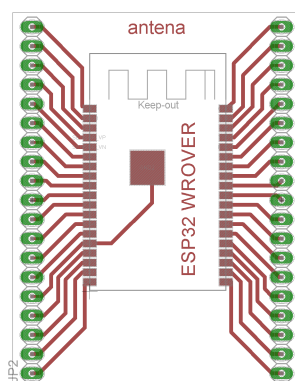
- [36] U.S. CENTERS FOR DISEASE CONTROL AND PREVENTION (CDC). *COVID-19 Overview and Infection Prevention and Control Priorities in non-US Healthcare Settings*. [Online; navštívené 6.1.2021]. Dostupné z: <https://www.cdc.gov/coronavirus/2019-ncov/hcp/non-us-settings/overview/index.html>.
- [37] VAINER, B. G. *Treated-skin temperature regularities revealed by IR thermography*. In: ROZLOSNIK, A. E. a DINWIDDIE, R. B., ed. *Thermosense XXIII*. SPIE, 2001, s. 470 – 481. DOI: 10.1117/12.421027. Dostupné z: <https://doi.org/10.1117/12.421027>.
- [38] VOLLMER, M., MÖLLMANN, K. *Infrared thermal imaging: Fundamentals, research and applications, 2nd Edition*. Wiley-VCH, 2018. 1 - 4 s. ISBN 978-3-527-41351-5.

Príloha A

Schéma a návrh PCB pre ESP32-WROVER



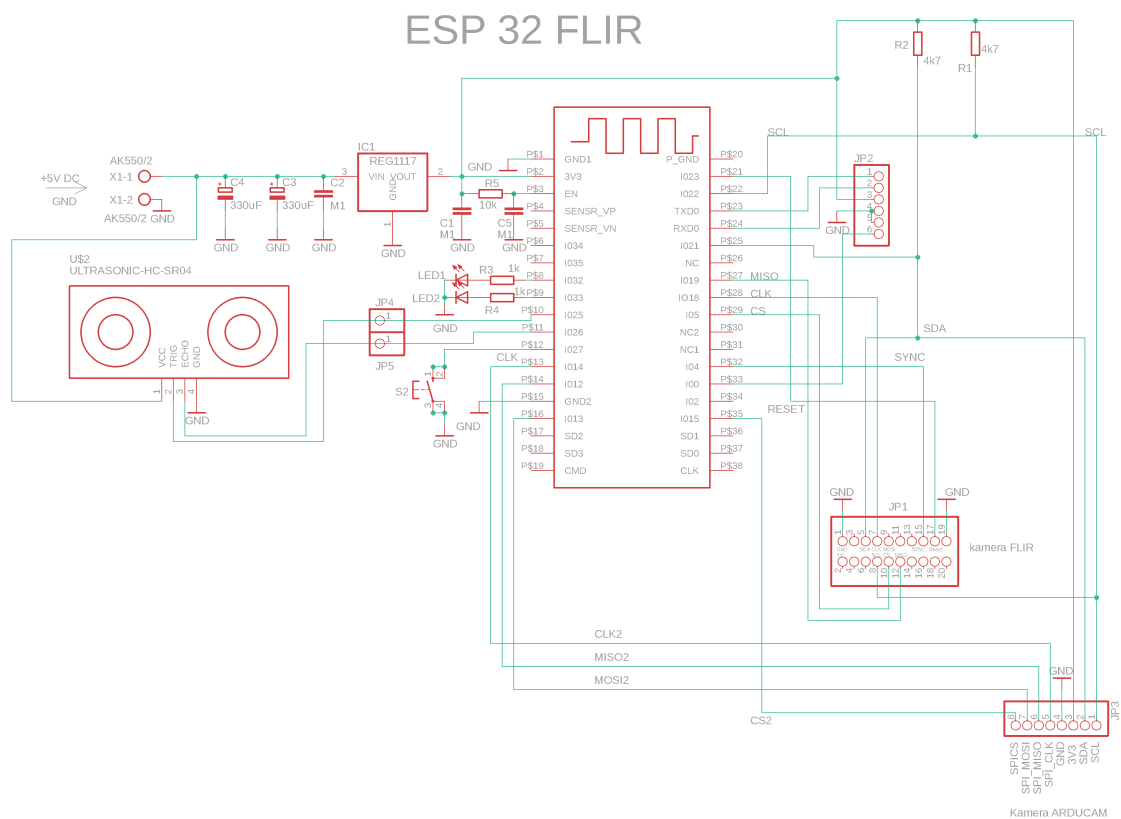
Obr. A.1: Schéma PCB pre ESP32-WROVER.



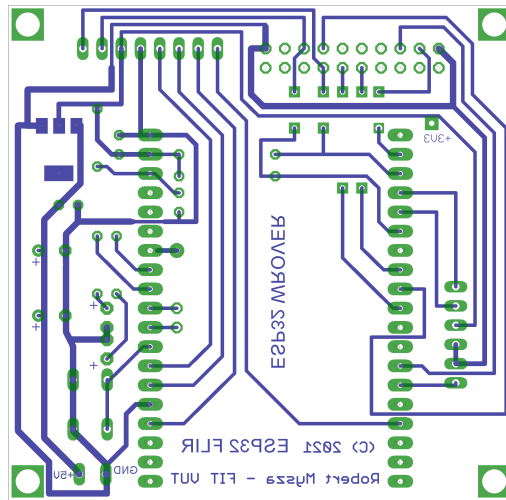
Obr. A.2: Návrh a osadenie PCB pre ESP32-WROVER.

Príloha B

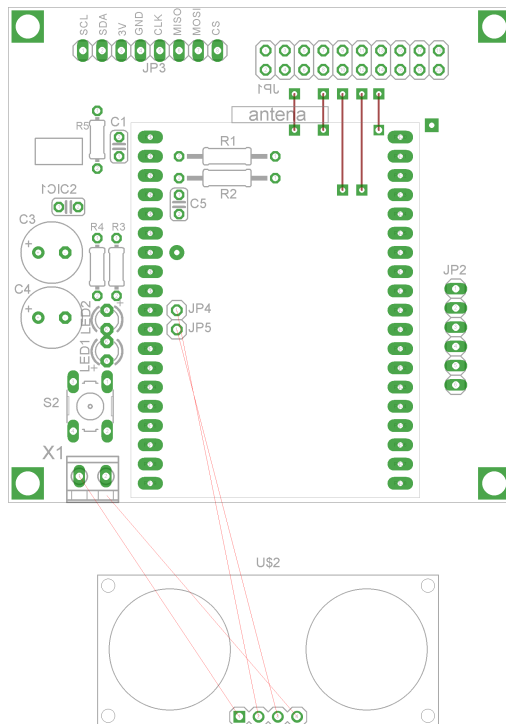
Schéma a návrh PCB zariadenia s kamerami



Obr. B.1: Schéma PCB zariadenia s kamerami.



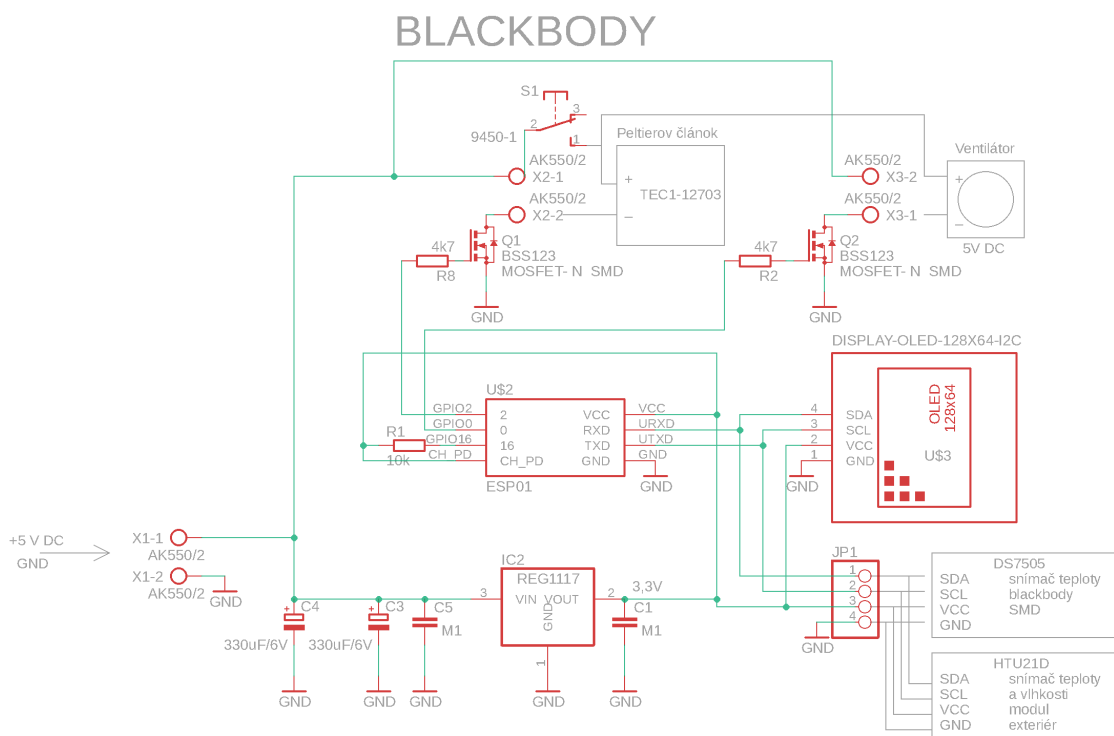
Obr. B.2: Návrh PCB zariadenia s kamerami.



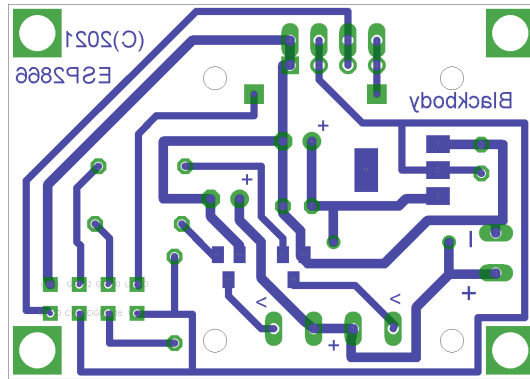
Obr. B.3: Osadenie PCB zariadenia s kamerami.

Príloha C

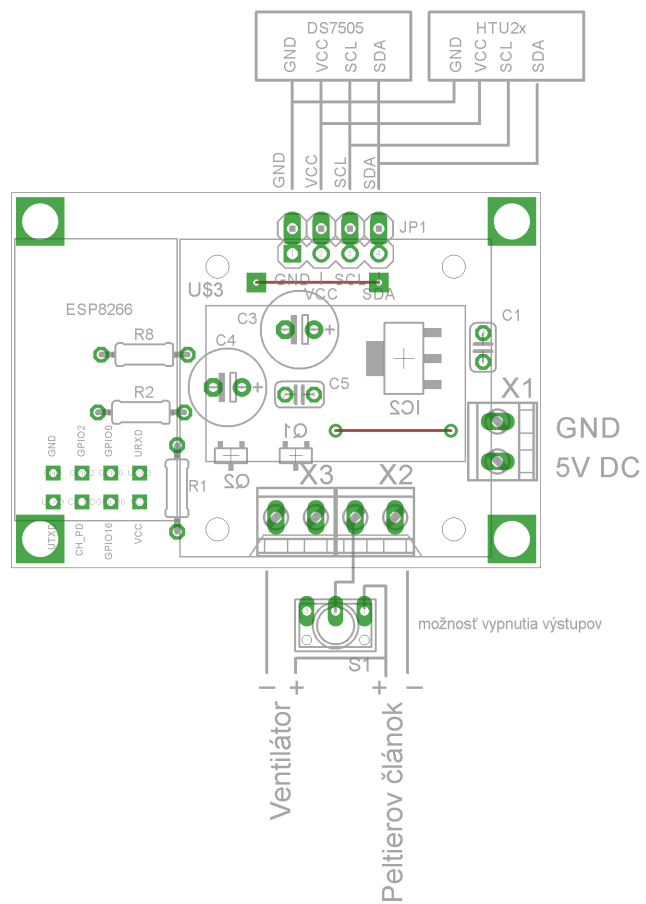
Schéma a návrh PCB čierneho telesa



Obr. C.1: Schéma PCB čierneho telesa.



Obr. C.2: Návrh PCB čierneho telesa.



Obr. C.3: Osadenie PCB čierneho telesa.